

ÜBER DOSIS-PROBLEME
BEI DER TELEKOBALTPENDELBESTRAHLUNG
GYNÄKOLOGISCHER TUMOREN IM KLEINEN BECKEN

VON

ECKHARD BOSE

1967



Digitized by the Internet Archive
in 2026

ÜBER DOSIS-PROBLEME
BEI DER TELEKOBALTPENDELBESTRAHLUNG
GYNÄKOLOGISCHER TUMOREN IM KLEINEN BECKEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
ECKHARD BOSE
aus Greiz/Thüringen

MAINZ 1967

Dekan: Professor Dr.med. J. Borneff
Referent: Professor Dr.med. L. Diethelm
Tag der mündl. Prüfung: 24. Februar 1967



Gesamtherstellung: Ditters Bürodienst Mainz

IN TIEFER DANKBARKEIT

MEINEN ELTERN

GEWIDMET

IV. Diskussion	37
1. Diskussion des Pendelradius	37
2. Diskussion der schmalen langen Bestrahlungsfelder	37
3. Diskussion der Dosisleistungswerte bzw. der Schwächungs- faktoren, die ohne und mit Streukörper hinter der Meßkammer ermittelt wurden	38
4. Vergleich der Schwächungsfaktoren mit den Messungen von KUTTIG und FRISCHBIER	39
5. Diskussion der Fehlerquellen bei der Ermittlung der Schwä- chungsfaktoren	40
6. Diskussion der Differenz der errechneten Dosisleistungswerte, die auf Grund der am Phantom gemessenen Momentan-Herd- achsentiefen gewonnen wurden, mit den errechneten Werten, die auf Grund der an der Körperquerschnittszeichnung ausge- messenen Momentan-Herdachsantiepen errechnet wurden ..	41
7. Diskussion des am Paraffinphantom gemessenen Vergleichs- wertes	41
8. Diskussion der 80%-Isodose	42
9. Diskussion des Paraffinphantoms	42
10. Diskussion der Genauigkeit der einzelnen angegebenen Dosis- berechnungsverfahren	43
11. Vergleich der Isodosen der mono- und biaxialen Pendelbestrah- lung mit den Isodosen von HEINZEL und von GIETZELT und Mitarbeitern	46
12. Diskussion der Stehfeldisodosen und Vergleich mit den in der Literatur angegebenen Isodosen	47
C. Zusammenfassung	48
Literaturverzeichnis	51

A. Einleitung

I. Kurze Bemerkungen zur Entwicklung und Problematik der Bewegungsbestrahlung	1
II. Fragestellung	2

B. Hauptteil

I. Definition von Begriffen der Bewegungsbestrahlung	6
II. Eigene Untersuchungen	12
1. Bestimmung des Herddosis-Luftdosis-Verhältnisses am Wasserphantom	12
2. Direkte Bestimmung der einzelnen Momentan-Herdachsentiefen für drei verschiedene zentralgelegene Punkte am Paraffinphantom	14
3. Bestimmung der einzelnen Momentan-Herdachsentiefen aus einer maßstabgerechten Körperquerschnittszeichnung des Paraffinphantoms	15
4. Stehfeldisodosenmessungen zur Orientierung über die Dosisverhältnisse bei Feldbreiten, die bei Pendelbestrahlung zur Anwendung kommen	16
5. Bestimmung eines vergleichbaren Dosisleistungsmeßwertes am Phantom zur Gegenüberstellung mit den entsprechenden errechneten Dosisleistungswerten	18
6. Ermittlung der Isodosen bei mono- und biaxialer Pendelbestrahlung um 180 Grad am Paraffinphantom	18
7. Durchführung der Röntgentiefenlotung für drei festgelegte Punkte	21
8. Direkte Messung der drei festgelegten Punkte am Phantom zur Kontrolle der Werte, die mit der Röntgentiefenlotung ermittelt wurden	22

III. Ergebnisse	23
1. Tabelle der Herddosisleistungen bei den verschiedenen Tiefen- lagen der Meßkammer im Wasserphantom	23
2. Tabelle der Dosisleistungen frei Luft in 60 cm Fokus-Kammer- Abstand für die verschiedenen Feldgrößen mit und ohne Streu- körper hinter der Meßkammer	24
3. Tabellen der Schwächungsfaktoren bei den verschiedenen Tiefenlagen der Meßkammer im Wasserphantom	25
4. Vergleich der direkt am Phantom gemessenen Dosisleistungs- werte mit den Werten, die auf Grund der am Phantom ermit- telten Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden	27
5. Vergleich der direkt am Phantom gemessenen Dosisleistungs- werte mit den Werten, die auf Grund der am Körperquer- schnitt gewonnenen Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden	27
6. Vergleichende Untersuchungen der Abweichung des nach den verschiedenen Variationen errechneten Dosisleistungswerts vom gemessenen Dosisleistungswert für verschiedene Meß- punkte	30
7. Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Berechnungsverfah- ren mit dem Verfahren, das in der Literatur als das exakteste Verfahren angegeben wird	30
8. Vergleich der Dosisleistungswerte, die auf Grund der am Phantom gemessenen Momentan-Herdachsentiefen gewonnen wurden, mit den Werten, die auf Grund der an der Körper- querschnittszeichnung gewonnenen Momentan-Herdachsen- tiefen errechnet wurden	33
9. Vergleich der am Wasserphantom gewonnenen Stehfeldisodosen	33
10. Besprechung der Isodosen bei mono- und biaxialer Pendelbe- strahlung	34
11. Vergleich der direkt gemessenen Lokalisationswerte mit den durch die Röntgentiefenlotung ermittelten Werte für drei festgelegte Punkte am Phantom	36

A. EINLEITUNG

I. KURZE BEMERKUNGEN ZUR ENTWICKLUNG UND PROBLEMATIK DER BEWEGUNGSBESTRAHLUNG

Eines der wesentlichsten Probleme in der Strahlentherapie tiefliegender Tumorerde besteht darin, eine ausreichende Strahlendosis an den zu bestrahlenden Herd heranzubringen und die nichterkrankte Umgebung des Herdes, besonders die Hautoberfläche, möglichst wenig mit Strahlen zu belasten.

Zunächst wurde versucht, das Problem mit der Kreuzfeuerbestrahlung zu lösen. Wenn man Bestrahlungsfelder aus mehreren Bestrahlungsrichtungen auf den Herd einstellt, so verteilt sich zwar die Hautdosis auf eine größere Oberfläche, aber es entstehen Feldüberschneidungen mit hochgradiger Ungleichmäßigkeit der Dosis.

Eine bessere Dosisverteilung wurde durch die Bewegungsbestrahlung erzielt, die von MEYER (56), WERNER (81), KOHL (44) und POHL (59) erstmals und später durch KOHLER (45, 46) erneut angegeben wurde. Dabei werden Strahlenquelle und Patient so gegeneinander bewegt, daß die Oberflächendosis auf ein großes Hautareal verteilt wird. Der Tumor liegt dabei dauernd im Strahlenkegel, weil der Zentralstrahl des Bündels immer auf das Herdgebiet gerichtet ist.

Eine Form der Bewegungsbestrahlung ist die Rotationsbestrahlung, bei der der Patient im horizontalen Strahlengang auf einem Drehstuhl sitzt und während der Bestrahlung rotiert. Eine weitere Form der Bewegungsbestrahlung ist die Pendelbestrahlung, bei der der Patient auf einem Bestrahlungstisch gelagert wird und die Strahlenquelle bogenförmig um den Herd bewegt wird.

Trotz der frühen Hinweise von HANS MEYER (56) wurde die Bewegungsbestrahlung nicht sofort in die strahlentherapeutische Praxis eingeführt, da die technischen Voraussetzungen, insbesondere die Voraussetzungen für eine genaue Dosisermittlung fehlten. Erst später hat DU MESNIL DE ROCHEMONT (18, 19, 20, 21) die rechnerische Ermittlung der Herddosis eingeführt. Von NEUMANN und WACHSMANN (57) wurde ein Verfahren zur Ermittlung der Herddosis aus der Durchgangsdosis für die Rotationsbestrahlung entwickelt. Mit der Entwicklung der Meßtechnik wurde auch die direkte Messung der Dosis am Herd selbst möglich, die aber aus technischen Gründen beschränkt anwendbar blieb, da die Meßkammern nicht überall im Körper angebracht werden können. Zur Be-

stimmung der Dosis bei der Pendelbestrahlung gehen BENDER und KOHLER (2) von der mittleren Pendeltiefe ("mittlerer Fahrstrahl") aus, die aus dem Körperquerschnitt durch arithmetische Mittelung der Pendeltiefen der verschiedenen Einstrahlrichtungen bestimmt wird.

Noch mehr als bei der Verwendung konventioneller Strahlen steht bei der Bewegungsbestrahlung mit Kobalt 60 (ultraharte Strahlung) die Herddosis im Vordergrund des Interesses. Die Oberflächendosis, die in der konventionellen Strahlentherapie direkt mit der Meßkammer gemessen oder von DU MESNIL DE ROCHEMONT und FIEBELKORN (24) und ROSSMANN (63) rechnerisch ermittelt wird, hat auf Grund der physikalischen Vorteile der ultraharten Strahlung nur noch geringe Bedeutung. Auf Grund dieser physikalischen Vorteile, die später noch zu erörtern sind, ist die Berechnung der Herddosis einfacher als bei der konventionellen Strahlung. Es müssen aber an die Genauigkeit der Ermittlung der Herddosis größere Ansprüche gestellt werden, da auf Grund der geringeren Gefahr, im gesunden Gewebe Strahlenschäden hervorzurufen, mit wesentlich höheren Dosen als bei konventioneller Strahlung gearbeitet werden kann.

Grundsätzlich können bei der Verwendung ultraharter Strahlen die gleichen Methoden zur Dosisberechnung angewandt werden, wie sie in der konventionellen Strahlentherapie üblich sind.

II. FRAGESTELLUNG

Die Aufgabe bestand in der Suche nach einer möglichst genauen, aber auch für den Klinikbetrieb rationellsten Berechnung der Herddosis. Daneben galt es, sich mit dem Bild der Dosisverteilung im kleinen Becken bei der Telekobalt-pendelbestrahlung auseinanderzusetzen.

Für die Stehfeldbedingungen ist die Herddosisbestimmung mit Hilfe von Tiefendosisstabellen, wie sie von WACHSMANN und DIMOTSIS (80) angegeben wurden, leicht durchführbar. Für die Pendelbestrahlung wurden, wie schon angedeutet, die verschiedensten Methoden angegeben, um eine Übersicht über die Dosiswerte am Herd bzw. in der Pendelachse zu gewinnen. Als Autoren seien hier genannt:

BÜCHNER (10, 11), BRAESTRUP und MOONEY (6), TSIEN (70, 71), GREGORY (29), KUTTIG und FRISCHBIER (51), MacDONALD (52, 53), BRADACZEK (5), POTSCWADEK (60), SCHOKNECHT (66, 67), HAGEMANN und DU MESNIL DE ROCHEMONT (30), KRAUS (48), RICHTER und SCHIRRMEISTER (61, 62, 65).

Auf Grund der Angaben und Untersuchungen von KUTTIG und FRISCHBIER (51) entschieden wir uns für die rechnerische Methode zur Ermittlung der Herddosisleistung, die auf den Untersuchungen von JOHNS, WHITMORE, WATSON und UMBERG (38) beruht. Die genannten Autoren ermittelten das Herddosis-Luftdosis-Verhältnis (tumour-air-ratio) für verschiedene Feldgrößen und Herdtiefen bei der Rotationsbestrahlung mit konventionellen Röntgenstrahlen. Von JOHNS, MORRISON und WHITMORE (37) wurde das Prinzip auch auf die Co^{60} -Verhältnisse übertragen. Wegen Abweichungen gegenüber Messungen von SALVIONI und SCHULZ (64) für einen Quellenabstand von 60 cm wurden von KUTTIG und FRISCHBIER (51) die Schwächungsfaktoren nochmals am Wasserphantom bei einem Quellenabstand von 60 cm für verschiedene Feldgrößen ermittelt.

Wir gingen bei der Bestimmung der Herddosisleistung praktisch nach den Angaben von KUTTIG (50), WICHMANN und HEINZEL (85), WACHSMANN und BARTH (77) vor.

Um das zu besprechende Problem der Genauigkeit der Herddosisberechnung zu beleuchten, ist es notwendig, kurz die Möglichkeiten zu schildern, die sich bei der oben angegebenen Methode der Dosisberechnung durch Bildung des Herddosis-Luftdosis-Verhältnisses⁺ für uns ergaben. Es kann folgendermaßen vorgegangen werden:

- I. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herdachsenteiefen⁺ von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 0 Grad des Pendelwinkels)
- II. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 0 Grad des Pendelwinkels)
- III. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 10 Grad des Pendelwinkels)
- IV. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der größten und kleinsten Momentan-Herdachsenteiefe (10 Grad-Werte)
- V. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels)

⁺ siehe Kapitel "Definitionen"

- VI. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herdachs-
sentiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwin-
kels)
- VII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herd-
achs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 15 Grad des Pendel-
winkels)
- VIII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der größten und kleinsten
Momentan-Herdachs-entiefe (5 Grad-Werte)
- IX. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der ein-
zelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen
bei 0 Grad des Pendelwinkels)
- X. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der ein-
zelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen
bei 0 Grad des Pendelwinkels)
- XI. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der ein-
zelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen
bei 10 Grad des Pendelwinkels)
- XII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der
größten und kleinsten Momentan-Herdachs-entiefe (10 Grad-Werte)
- XIII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der ein-
zelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen
bei 5 Grad des Pendelwinkels)
- XIV. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der ein-
zelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen
bei 5 Grad des Pendelwinkels)
- XV. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der ein-
zelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen
bei 15 Grad des Pendelwinkels)
- XVI. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der
größten und kleinsten Momentan-Herdachs-entiefe (5 Grad-Werte)
- XVII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren
der einzelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 10 Grad zu 10 Grad (be-
gonnen bei 0 Grad des Pendelwinkels)
- XVIII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren
der einzelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad
(begonnen bei 0 Grad des Pendelwinkels)
- XIX. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren
der einzelnen Momentan-Herdachs-entiefen von 20 Grad zu 20 Grad
(begonnen bei 10 Grad des Pendelwinkels)

- XX. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe (10 Grad-Werte)
- XXI. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels)
- XXII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels)
- XXIII. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 15 Grad des Pendelwinkels)
- XXIV. Durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe (5 Grad-Werte)

Es bestand nun für uns die Aufgabe, die verschiedenen Variationen der Dosisberechnung bei dieser grundlegenden Methode miteinander in ihrer Genauigkeit zu vergleichen und am Phantom zu überprüfen.

Neben der Überprüfung und weitgehenden Ausschaltung der einen Fehlerquelle bei der Dosisberechnung wollten wir uns ein Bild über die Genauigkeit der Herdlokalisation mit dem Röntgentiefenlot nach BÜCHNER (8, 9, 10, 12, 88) machen, um auch hier evtl. auftretende und vermeidbare Fehler auszuschalten. Daneben interessierten uns die Dosisverteilungsverhältnisse im kleinen Becken bei der mono- und biaxialen Pendelbestrahlung um 180 Grad.

B. HAUPTTEIL

I. DEFINITION VON BEGRIFFEN DER BEWEGUNGSBESTRAHLUNG

Es erscheint angebracht, die in dieser Arbeit vorkommenden röntgenologischen Begriffe im folgenden Kapitel näher zu erläutern. Damit soll jedes Mißverständnis, das durch Fachausdrücke und Begriffe entstehen kann, vermieden werden. Außerdem wird auf diesem Wege eine kurze und klare Verständigung ermöglicht.

Mit der Entwicklung der Bewegungsbestrahlung veränderte sich auch die Nomenklatur in der Strahlentherapie. Die von WACHSMANN und BARTH (77), JANKER und ROSSMANN (33) vorgeschlagenen Bezeichnungen werden heute allgemein angewandt. Sie werden auch in den folgenden Ausführungen benutzt.

Pendelbestrahlung:

Darunter versteht man eine Bewegungsbestrahlung mit periodischer Bewegung des Zentralstrahles um eine Achse bei einem Bewegungsausmaß von weniger als 360 Grad, so daß nur ein Teil des Körperumfanges als Strahleneintrittspforte dient (Abb.1). Oft wird in der Literatur auch der Ausdruck Teilrotation verwandt (31).

Unter **Pendelachse (PA)** versteht man die Achse, um die sich der Strahlerkopf bei der Pendelbestrahlung bewegt (Abb.1).

Der **Pendelradius (PR)** ist der Abstand von der Strahlenquelle bis zur Pendelachse (Abb.1). Der vom Zentralstrahl bei der Pendelbewegung bestrichene Winkel wird als **Pendelwinkel (PW)** bezeichnet (Abb.1).

Als **Pendelhautfeld (PHF)** wird das gesamte bestrahlte Hautgebiet bei der Pendelbestrahlung aufgefaßt (Abb.1).

Unter **Feldbreite (a)** versteht man allgemein die Feldausdehnung senkrecht zur Pendelachse und unter **Feldlänge (b)** die Feldausdehnung parallel zur Pendelachse (Abb.2).

Das **Achsenfeld** ist die bestrahlte Fläche, welche die Pendelachse enthält und senkrecht zum Zentralstrahl liegt.

Das **Herdfeld** ist die bestrahlte Fläche, welche den Herdmittelpunkt enthält und senkrecht zum Zentralstrahl liegt.

Das **Achsenfeld** entspricht dem **Herdfeld**, wenn man die Maximumauswanderung berücksichtigt. Das **Achsenfeld** ist aber nicht mit dem **Herdfeld** identisch (Abb.2).

Die in dieser Arbeit angegebenen Feldgrößen werden durch die eingestellten Blockblendenöffnungswerte am Strahlerkopf des Pendelgerätes angegeben.

Die am Gerät einstellbare Feldgröße bezieht sich auf einen Fokusabstand von 50 cm. Da bei den Versuchen mit einem Pendelradius von 60 cm gearbeitet wurde, sind die Werte der Blendenöffnungsgrößen nicht identisch mit den Werten der Achsenfeldgrößen bzw. Herdfeldgrößen, sondern sind nach folgender Tabelle (Tab.1) zu korrigieren.

Tabelle 1

Wahre Größe der Feldgrößen bei Fokus-Haut-Abstand (FHA) 60 cm (gemessen durch Projektion des Lichtkegels des Lichtvisiers auf Millimeterpapier in 60 cm FHA)

Lichtvisiereinstellung in cm (bezogen auf 50 cm FHA)	Wahre Feldgröße in 60 cm FHA
3	4,0
4	5,0
5	6,0
6	7,5
7	8,5
8	10,0
9	11,0
10	12,5
11	13,5
12	14,5
13	16,0
14	17,0

Die Pendelachsentiefe (PAT) ist der Abstand Pendelachse-Hautoberfläche in Einstellstellung (Abb.3).

Als mittlere Pendelachsentiefe wird das arithmetische Mittel aller Momentan-Pendelachsentiefen bezeichnet, wobei man unter Momentan-Pendelachsentiefe (MoPAT) die Pendelachsentiefe bei der jeweiligen Strahlerkopfstellung versteht (Abb.3).

KOHLER (45, 46), der mit einem konstanten Fokus-Haut-Abstand arbeitete, nannte den jeweiligen Abstand vom Pendelzentrum zur Oberfläche des bestrahlten Körpers, also die Dicke der Gewebsschicht, die der Zentralstrahl von der Oberfläche bis zur Pendelachse zu durchdringen hat, Fahrstrahl. Das

arithmetische Mittel aller jeweiligen Abstände vom Pendelzentrum zur Oberfläche des Körpers im Bereich des Pendelwinkels wurde von ihm als mittlerer Fahrstrahl bezeichnet.

Als mittlere Herdachsentiefe wird das arithmetische Mittel aller Momentan-Herdachsenteiefen bezeichnet, wobei man unter Momentan-Herdachsentiefe (MoHAT) den momentanen Abstand Herdmittelpunkt-Körperoberfläche bei augenblicklicher Gradstellung des Strahlerkopfes versteht (Abb.4).

In dieser Arbeit werden von uns die Begriffe Momentan-Herdachsentiefe und mittlere Herdachsentiefe benutzt, weil bei der Ermittlung der notwendigen Bestrahlungszeiten vom Herd ausgegangen wird und in der Praxis erst nachträglich die Pendelachse auf Grund der Größe der Maximumauswanderung festgelegt wird. Die Auswirkungen auf die Dosis in Herdmitte und im Bereich der Pendelachse werden später diskutiert.

Die Dosisberechnungen beziehen sich dabei auf eine angenommene Pendelachse, die sich im Herdmittelpunkt befindet. Nimmt man die Pendelachse durch den Herdmittelpunkt gelegen an, so kann man statt von mittlerer Herdachsentiefe auch von angenommener mittlerer Pendelachsentiefe (angenommener mittlerer Pendeltiefe oder angenommenem mittlerem Fahrstrahl) sprechen. Dabei sind diese Größen nicht mit der wirklichen mittleren Pendelachsentiefe (mittleren Pendeltiefe oder dem wirklichen mittleren Fahrstrahl) der wahren Pendelachse zu verwechseln. Um Verwechslungen zu vermeiden, ist es deshalb besser, von der mittleren Herdachsentiefe zu sprechen, wenn vom Herdmittelpunkt ausgegangen wird, und von mittlerer Pendelachsentiefe (mittlerer Pendeltiefe oder mittlerem Fahrstrahl), wenn von der wahren Pendelachse ausgegangen wird.

Das Dosismaximum (DM) ist der Bereich im Gewebe, wo die größte Dosisleistung herrscht (Abb.5).

Unter Dosisleistung versteht man diejenige Dosis, die von der Strahlung einer natürlichen oder künstlichen Strahlenquelle in der Zeiteinheit zustande gebracht wird. Sie wird in der Praxis ausgedrückt in r je Minute = r/min . Man spricht dabei auch von r/min -Zufluß.

Die Herddosisleistung ist die Dosisleistung am Herd, der zu bestrahlen ist.

Das Herddosis-Luftdosis-Verhältnis, auch tumour-air-ratio genannt, stellt das Verhältnis der Dosisleistungen in einer bestimmten Gewebstiefe zur Dosis an der gleichen Stelle frei Luft dar.

Unter "Herd" oder "Krankheitsherd" wird zunächst allgemein das krank-

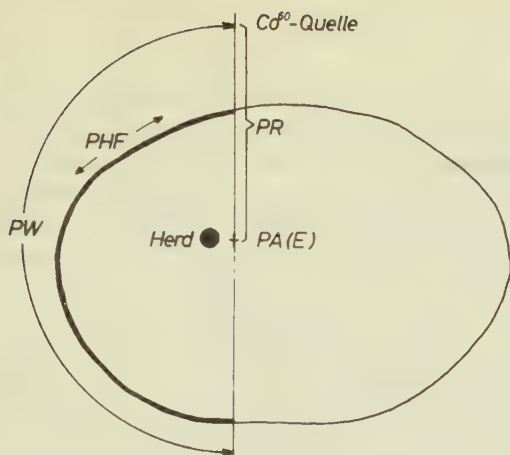


Abbildung 1

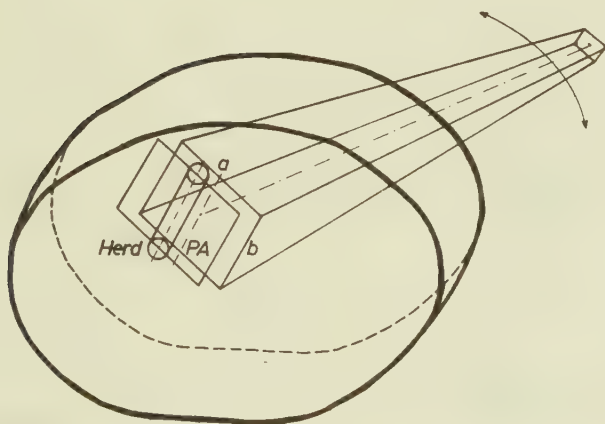


Abbildung 2

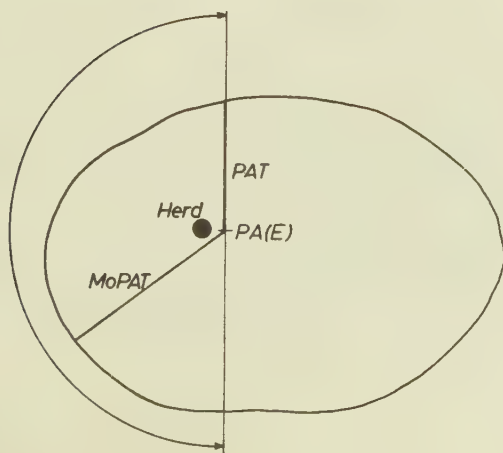


Abbildung 3

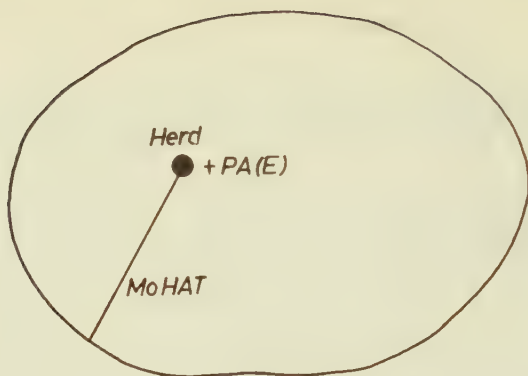


Abbildung 4

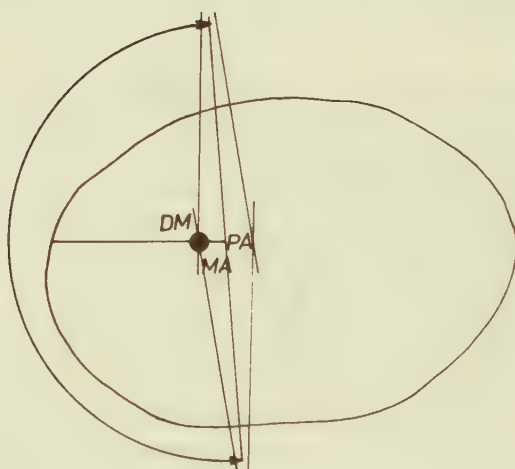


Abbildung 5

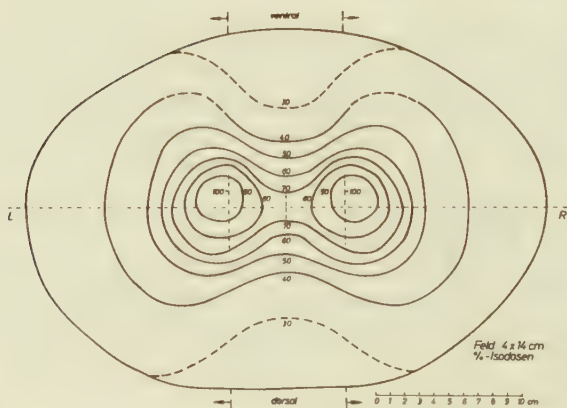


Abbildung 6

haft veränderte Gewebe verstanden. In der Tumorthherapie ist der Herd dabei identisch mit der Größe des neoplastischen Gewebes. In allen Fällen, in denen die Ausdehnung der Geschwulst nicht genau zu diagnostizieren ist, muß man die Größe des Herdes aus der Erfahrung definieren. Der Herdbegriff ändert damit seine Bedeutung und wird zu demjenigen Volumen, das bestrahlt werden soll, um den gewünschten Effekt zu erzielen (79).

Unter Maximumauswanderung (MA) versteht man den Abstand des Dosismaximums von der Pendelachse. Sie ist eine Größe der Verlagerung des Dosismaximums von der Pendelachse gegen die Oberfläche zu. Die Maximumauswanderung erfolgt dadurch, daß am Schnittpunkt der inneren Strahlenbündelgrenzen wegen des geringeren Fokusabstandes eine höhere Dosisleistung als am Schnittpunkt der Zentralstrahlen (Pendelachse) herrscht (Abb.5). Mit größerwerdendem Pendelwinkel rückt der Schnittpunkt der inneren Bündelgrenzen und damit das Dosismaximum näher an die Pendelachse heran. Je größer also das Bewegungsausmaß ist, desto tiefer wird das Dosismaximum in den Körper verlagert; bei der Rotation von 360 Grad liegt es demnach im Zentrum, d.h. in der Achse, um die die Rotation erfolgt. Die Feldbreite wirkt sich ebenfalls auf die Lage des Dosismaximums aus. Je kleiner die Feldbreite gewählt wird, um so näher rückt das Dosismaximum an die Pendelachse heran. Außerdem ist die Maximumauswanderung noch von der Pendelachsentiefe abhängig.

Wir unterscheiden Bestrahlungen mit festgelegter und zu ermittelnder Pendelachse.

Bei festgelegter Pendelachse - zum Beispiel bei biaxialer Pendelbestrahlung des kleinen Beckens - wird die wahre Pendelachse als konstant gegeben angesehen. Es wird die Auswanderung des Dosismaximums bewußt in Kauf genommen (Abb.6).

Bei der zu ermittelnden Pendelachse (PA-E) wird zunächst der Herd in den gezeichneten Körperquerschnitt eingezeichnet. Vom Herdmittelpunkt aus werden die einzelnen Momentan-Herdachsenticfen alle 10 Grad ausgemessen (Abb.7). Es wird nun die mittlere Herdachsentiefe durch die Bildung des arithmetischen Mittels aller Momentan-Herdachsenticfen errechnet. Die errechnete mittlere Herdachsentiefe dient uns als Grundlage zur Ermittlung der notwendigen Bestrahlungszeiten.

Um die Richtung der Linie, auf der sich die zu ermittelnde Pendelachse befindet, zu erhalten, wird wie folgt vorgegangen:

Es wird die Summe der Herddosisleistungen bzw. Schwächungsfaktoren (tumour-

air-ratio) der einzelnen Momentan-Herdachsentiefen gebildet. Die Summe der Herddosisleistungen bzw. Schwächungsfaktoren wird halbiert, und es wird der Winkel aufgesucht, bei dem diese Halbsumme erreicht wird. Sucht man im Körperquerschnitt die Momentan-Herdachsentiefe dieses Winkelgrades auf und verlängert die Richtung dieser Momentan-Herdachsentiefe über den Herdmittelpunkt hinaus ins Körperinnere, so hat man die Richtung der Linie, auf der sich die zu ermittelnde Pendelachse befindet (60).

Der Abstand der Pendelachse vom Herdmittelpunkt wird aus einer graphischen Darstellung (Abb. 8) nach BRADACZEK (5) entnommen.

Die so ermittelte Pendelachse ist die wahre Pendelachse, um die die Pendelbewegung stattfindet (Abb. 1 und 7).

Isodose:

Die räumliche Verteilung der Strahlendosis kann mit Hilfe von sogenannten Isodosen dargestellt werden. Man versteht hierunter die graphische Darstellung der Punkte, an denen die gleiche Dosis wirksam ist. Dazu werden Meßpunkte mit gleicher Dosisleistung zu einer Linie verbunden. Die Ausmessungen der Isodosen werden an Phantomen durchgeführt.

Als Phantom bezeichnet man in der Bestrahlungstechnik Nachbildungen von biologischen Bestrahlungsobjekten zu Zwecken der Dosismessung. Phantome werden dazu so hergestellt, daß sie hinsichtlich Größe, Form und Absorptionsfähigkeit dem biologischen Objekt möglichst entsprechen. Als körperäquivalente Materialien, d.h. Stoffe, die sich beim Auftreffen von Strahlen wie der menschliche Körper verhalten (hinsichtlich Absorptionsfähigkeit), werden Wasser oder bestimmte Paraffinmischungen verwandt.

Unter monoaxialer Pendelbestrahlung versteht man eine Pendelbewegung des Strahlerkopfes um eine im Körper ermittelte Pendelachse (Abb. 1 und 7).

Bei der biaxialen Pendelbestrahlung wird um zwei festgelegte Achsen je eine Pendelbewegung ausgeführt (Abb. 6). Bei dieser biaxialen Pendelbestrahlung ist die von jeder Pendelbewegung in das andere Herdfeld hineingehende Zusatzstrahlung zu berücksichtigen.

Als ultraharte Strahlungen werden Strahlungen mit Erzeugerspannungen von mehr als 1 000 kV, also über eine Million Volt bezeichnet.

Kobalt 60 ist ein radioaktives Isotop, das in Fernbestrahlungsgeräten für die Bestrahlungstherapie verwendet wird; es besitzt eine Halbwertszeit von

5,27 Jahren. Co^{60} zerfällt unter Elektronenemission in das stabile Nickelisotop Ni^{60} . Die Energie der β -Strahlung beträgt 0,3 MeV. Durch eine dünne Materieschicht (etwa 100 mg/cm^2) ist sie leicht abzuschirmen. Der Nickelkern liegt bei diesem β -Übergang zunächst im angeregten Zustand vor. Er gibt seine überschüssige Energie in Form von zwei gamma-Quanten ab, deren Energie 1,172 und 1,332 MeV beträgt. Die gamma-Strahlung einer solchen Quelle kann praktisch als monochromatisch angesehen werden. Ihre mittlere Energie beträgt 1,25 MeV. Der Kobalt-60-Strahlung ist in ihrer Wirkung eine Röntgenstrahlung mit einer Maximalenergie von etwa 2,5 MeV äquivalent. Für Kobalt 60 ist die Halbwertschicht (HWS) für Blei 1,3 cm, für Wolfram 0,9 cm, für Beton etwa 7 cm, wobei man unter HWS diejenige Stärke eines Materials versteht, die eine auftreffende Strahlung auf die Hälfte schwächt.

Elektronengleichgewicht ist der Zustand, bei dem im Meßvolumen der Maßkammer die gleiche Ionisationsdichte wie in der umgebenden Luft herrscht.

Aufbaueffekt:

Durch ultraharte Strahlungen werden im Gewebe Elektronen ausgelöst, die sogenannten COMPTON-Elektronen. Diese besitzen eine große Reichweite und sind vorzugsweise nach vorn gerichtet, was zur Folge hat, daß die Tiefendosiskurve von der Oberfläche nach der Tiefe zunächst nicht abfällt, sondern steil ansteigt. Dieser für den Verlauf der Tiefendosiskurve ultraharter Strahlungen sehr wichtige Effekt wird Aufbaueffekt (build-up-effect) genannt. Von WICHMANN und HEINZEL (87) wird bei Kobalt 60 der Ausdruck "Oberflächeneffekt" bevorzugt. - Erst in einer Tiefe, die von der Strahlenergie abhängig ist und etwa der mittleren Reichweite der gebildeten COMPTON-Elektronen entspricht, wird das Dosismaximum erreicht. Es liegt bei Kobalt 60 in etwa 5 mm Tiefe, bei 15 MeV in etwa 3 cm Tiefe, bei höheren Energien noch tiefer (78). WACHSMANN (74) spricht beim Aufbaueffekt von einer "Elektronenlawine", die nach der Tiefe erst allmählich aufgebaut wird, bis das Elektronengleichgewicht erreicht ist. Dadurch wird die Haut im Bereich des Bestrahlungsgebietes entlastet, allerdings kann bei sehr hohen Energien die Austrittsdosis auf der anderen Seite des Körpers über die Eintrittsdosis steigen (75).

II. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

1. Bestimmung des Herddosis-Luftdosis-Verhältnisses am Wasserphantom

Für unsere Untersuchungen stand uns das institutseigene Telekobaltgerät "Gammatron 1" der SIEMENS-REINIGER AG Erlangen mit einer Aktivität von 3 000 Curie zur Verfügung.

Wir gingen bei unserem Grundversuch zur Bestimmung der Herddosis-Luftdosis-Verhältnisse von einem konstanten Pendelradius von 60 cm aus, und ließen uns dabei von den gleichen Begründungen leiten wie KUTTIG und FRISCHBIER (51). Da unser Interesse ausschließlich der Telekobaltpendelbestrahlung von gynäkologischen Tumoren im kleinen Becken galt, wählten wir diesen Radius, um auch bei sehr großen Körperquerschnitten keine Schwierigkeiten bei der 180 Grad-Pendelbewegung des Strahlerkopfes wegen der Abmessungen zu haben. Nach Festlegung des konstanten Pendelradius mit Hilfe der Lichtvisiereinrichtung am Gerät wurde die Dosisleistung im Abstand von 60 cm frei Luft im Elektronengleichgewicht gemessen. Dieser Wert wird von BRADACZEK (5) als Kobaltwert des Gerätes bezeichnet.

Dazu wurde der Strahlerkopf des Gammatrons um 90 Grad gedreht, so daß der Zentralstrahl horizontal verlief. Nun wurde eine SIEMENS-Fingerhutkammer mit Fokus-Meßkammer-Abstand von 60 cm in das durch Beleuchtung (Lichtvisier) gekennzeichnete Bestrahlungsfeld gebracht. Die Meßkammer wurde gut am Haltestab des Backpointer (Peilstab) befestigt und bei kleinstem Feld (2 x 2 cm Blockblende) exakt auf den Zentralstrahl ausgerichtet. Mit dieser Anordnung der Kammer war auch gewährleistet, daß sich keine Metallteile im Meßfeld befanden, wie es in der Dosierungsanleitung des Gammatron 1 gefordert wird. Sonst kann das Meßergebnis durch die Streustrahlung verfälscht werden. Die Meßkammer, vom Hersteller für Kobalt 60 geeicht, war mit einer Kunststoffkappe versehen, die von der Firma SIEMENS zu diesem Zweck mitgeliefert wurde. Damit war die Gewähr gegeben, daß im Elektronengleichgewicht gemessen wurde (49, 87). Die Messungen wurden für die in Frage kommenden Felder 4 x 14, 5 x 14, 6 x 14, 7 x 14, 8 x 14 cm durchgeführt. Bei den Messungen der Dosisleistungen frei Luft wurden zwei Meßreihen, eine ohne und eine mit Streukörper, der sich direkt hinter der Meßkammer befand, durchgeführt. Als Streukörper diente uns ein Wasserphantom mit den lichten Maßen von 30 x 20 x 30 cm und einer Plexiglaswandstärke von 5,5 mm. Als Meßinstrument wurde ein SIEMENS-Universaldosimeter benutzt, welches bei jeder neuen

Meßreihe erneut mit dem dazugehörigen Radiumstandard geeicht wurde. Jede Messung wurde dreimal unter denselben Bedingungen ausgeführt, um Meßfehler des Instrumentes und Ablesefehler weitgehend auszuschalten. Der arithmetische Mittelwert der drei abgelesenen Meßwerte wurde verwandt. Der Dosisleistungswert wurde ermittelt, indem der Mittelwert mit dem angegebenen Kammerfaktor der Meßkammer multipliziert wurde. Der dadurch erhaltene Wert wurde durch zwei dividiert, um den r/min -Wert zu erhalten, da die Bestrahlungszeit 2 Minuten betrug. - Das Meßgerät befand sich an einem strahlengeschützten Ort und war durch ein Kabel mit der Meßkammer verbunden. Da im Meßgerät Kondensatoren eingebaut sind, würden sonst auftreffende Strahlen zusätzlich mitgemessen; ein falsches Ergebnis wäre die Folge (34).

Nach den Messungen der Dosisleistungen frei Luft im Elektronengleichgewicht im Abstand des Pendelradius für die genannten Feldgrößen wurden die Schwächungsfaktoren, die zur Errechnung der Herddosis als Grundlage dienen, ermittelt. Die Berechnung der Faktoren erfolgte mit Hilfe der zu den Feldgrößen gehörenden Dosisleistungen frei Luft und den am Wasserphantom bei verschiedenen Tiefenlagen der Kammer gemessenen Dosisleistungen. Nach Schutz der Meßkammer vor Feuchtigkeit mit einem Gummifingerling wurde die Meßkammer in das Wasser des Phantoms getaucht. Bei konstantem Fokus-Kammer-Abstand von 60 cm wurde das Phantom, das sich auf einem fahrbaren Tisch befand, bei den einzelnen Messungen zentimeterweise zur Strahlenquelle hin bewegt. Es wurden somit die Dosisleistungen in den verschiedenen Tiefenlagen der Kammer von 2 bis 19 cm im Wasserphantom ermittelt. Zur Bestimmung der Tiefenlage der Meßkammer wurde ein dünner Holzstab mit Zentimetereinteilung im Wasserphantom befestigt. Die Mitte der Meßkammer wurde seitlich mit einem sichtbaren Punkt (Farbstift) markiert. Bei Deckung des Farbpunktes mit dem entsprechenden Skalenwert des Holzstabes konnte die Lage der Kammer gut festgestellt werden. Bei den Messungen wurde so vorgegangen, daß für die jeweilige Kammertiefe der Dosiswert beim Verschieben des Phantoms zur Strahlenquelle hin zweimal gemessen wurde und ein drittes Mal beim Verschieben des Phantoms von der Strahlenquelle weg. Das hatte den Zweck, eventuelle Einstellungenaugigkeiten auszuschalten. Von den drei erhaltenen Meßwerten pro Kammertiefe wurde das arithmetische Mittel gebildet. Das Meßprinzip war das gleiche wie bei den Freiluft-Messungen, auch die Bestrahlungszeit war die gleiche. Die Messungen wurden fortlaufend an einem Tage durchgeführt, um Änderungen des Versuchsaufbaues zu vermeiden. Für die einzelnen Phantomtiefen wurde das

Herddosis-Luftdosis-Verhältnis gebildet. Die gemessenen Dosiswerte der bestimmten Phantomtiefen wurden dividiert durch den Dosismeßwert in Luft (mit und ohne Streukörper hinter der Meßkammer). Die erhaltenen Werte wurden in Tabellen zusammengefaßt. Die Schwächungsfaktoren dienten uns als Grundlage für die weiteren Herddosisberechnungen.

2. Direkte Bestimmung der einzelnen Momentan-Herdachsenticfen für drei verschiedene zentralgelegene Punkte am Paraffinphantom

Um die einzelnen Möglichkeiten der Ermittlung der mittleren Herdachsenticfen bzw. der entsprechenden Dosisleistungen in ihrer Genauigkeit miteinander zu vergleichen, wurden von uns an einem Paraffinphantom⁺ für verschiedene zentralgelegene Punkte die einzelnen Momentan-Herdachsenticfen erfaßt, die bei einer lateralen Pendelbewegung von 0 bis 180 Grad durchlaufen werden. Zu diesem Zweck konstruierten wir uns eine Abgreifvorrichtung, die drehbar in dem entsprechenden Meßkanal des Phantoms gelagert war, der als Herd- bzw. Pendelachse angenommen wurde (Abb. 9). Die Vorrichtung bestand aus einem rechteckigen Gestell von 19,7 cm Höhe (h). Die untere Begrenzung des Rechtecks diente als Achse (A). In der oberen Begrenzung wurde ein verschiebbarer Maßstab (M) mit Zentimetereinteilung angebracht. An der vorderen Begrenzung (siehe Abb. 9) befand sich eine Winkelgradeinteilung von 0 bis 360 Grad, die am Phantom fixiert war. Mit Hilfe dieser Abgreifvorrichtung wurde nun von 0 bis 180 Grad des angenommenen Pendelwinkels in Abständen von jeweils 5 Grad der Abstand (a) von der oberen Begrenzung des Rechtecks bis zur Phantomoberfläche am Meßstab abgelesen.

Aus den Werten dieses indirekten Meßverfahrens konnten nun die wahren Gewebsdicken errechnet werden, indem die Differenz zwischen der Gesamtdistanz (li) von 19,7 cm und dem abgelesenen Wert (a) ermittelt wurde. Wir erhielten so die einzelnen Momentan-Herdachsenticfen von 0 bis 180 Grad des Pendelwinkels für die Punkte A, B, C, ermittelt am Phantom. Unter Punkt "A" wird in unserer Versuchsanordnung ein festgelegter Punkt in Beckenmitte, unter Punkt "B" ein festgelegter Punkt an der angenommenen Beckenvorderwand, unter Punkt "C" ein festgelegter Punkt an der angenommenen Beckenhinterwand verstanden.

⁺ Beschreibung des Phantoms erfolgt in einem späteren Kapitel.

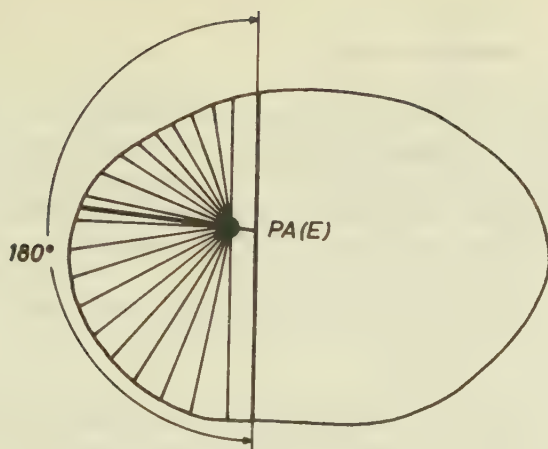


Abbildung 7

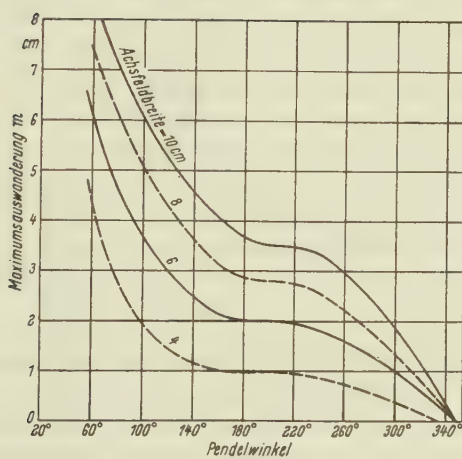


Abbildung 8 : Darstellung der gemessenen Maximumauswanderung nach BRADACZEK (5)

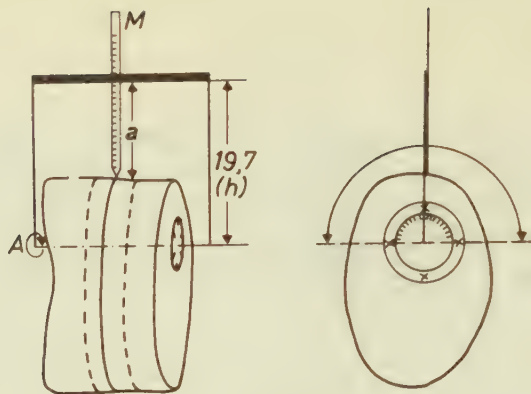


Abbildung 9 : Abgreifvorrichtung zur Bestimmung der einzelnen Momentan-Herdachsentiefen für verschiedene zentralgelegene Punkte am Parafinphantom

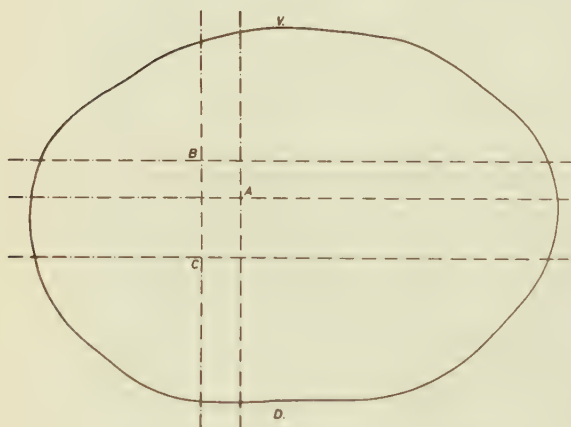


Abbildung 10

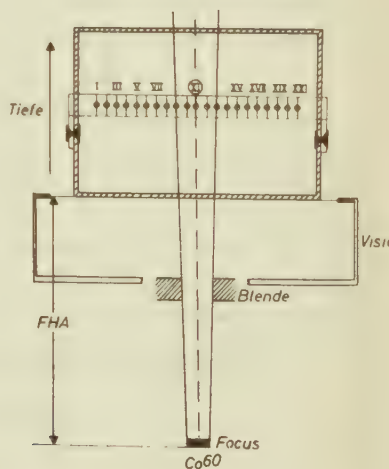


Abbildung 11: Versuchsanordnung zur Bestimmung der Stehfeldisodosen (Aufsicht)

Ein im Prinzip ähnliches Verfahren der Ermittlung der Momentan-Herdachsens-tiefen wurde von FRANKE (25) für die Praxis angegeben. Dabei erfolgt die Messung direkt am Patienten, indem der Strahlerkopf wie bei der späteren Bestrahlung um den Patienten bewegt wird. Die Zu- oder Abnahme des Fokus-Haut-Abstandes kann dabei an einem Stahlbandmaß, das in einer Gleitvorrichtung am Lichtvisiertubus verschiebbar angebracht ist, abgelesen werden. Die Zu- oder Abnahme des Fokus-Haut-Abstandes gibt dabei die Ab- oder Zunahme der Gewebstdicke an, die später durchstrahlt wird.

3. Bestimmung der einzelnen Momentan-Herdachsens-tiefen aus einer maßstabgerechten Körperquerschnitts-zeichnung des Paraffinphantoms

Wir wollten nun die beschriebene Art der Ermittlung der einzelnen Momentan-Herdachsens-tiefen am Phantom vergleichen mit dem allgemein in der Praxis angewandten Verfahren, bei dem die einzelnen Momentan-Herdachsens-tiefen aus einem maßstabgerechten Körperquerschnitt gewonnen werden (35). Dazu war die Anfertigung eines maßstabgerechten Körperquerschnittes mit Hilfe von Bleidraht und Beckenzirkel notwendig. Der Körperquerschnitt wurde in Höhe eines festgelegten Pendel-Hautfeldes (bei Meßkanaltiefe von 9 cm) mit leicht biegbarem Plastikdraht ("Hansacobra") und MARTIN'schem Beckenzirkel am Phantom abgenommen. Mit Hilfe der Lichtvisiereinstellung konnte eine genaue Herdlokalisierung erreicht werden. Die Lichtpunkte des Visiers wurden bei Einstellung am Phantom markiert und bei der Abnahme des Körperquerschnittes ebenfalls am Draht angezeichnet und somit auch auf die Zeichnung übertragen. Durch Verbindung der auf dem Körperumfang markierten Punkte wurden geometrisch die einzelnen Herdtiefen (Punkt A,B,C) in der Zeichnung gefunden (Abb.10).

Bei der Abnahme des maßstabgerechten Körperquerschnittes wurde sehr sorgfältig vorgegangen wegen der großen Fehlerquellen (86). Da der Draht zur Abnahme etwas aufgebogen werden mußte, wurde mit dem Beckenzirkel der sagittale und frontale Durchmesser am Phantom in der Höhe des Pendel-Hautfeldes gemessen. Die Stellen, zwischen denen die Durchmesser gemessen wurden, waren am Draht markiert, so daß bei der Übertragung auf das Papier der Draht wieder so gelegt werden konnte, daß zwischen den markierten Stellen wieder die mit dem Beckenzirkel gemessenen Durchmesser hergestellt waren. Wir richteten uns hierbei nach den Angaben von JANKER und ROSSMANN (35). Von den geometrisch ermittelten Punkten aus wurden nun mit Hilfe

eines Fahrstrahlmessers von 0 bis 180 Grad die Momentan-Herdachsentiefen abgelesen. Als Fahrstrahlmesser diente uns der "Pendeldosimat" nach BÜCHNER (11). Erst nach den Messungen der einzelnen Momentan-Herdachsentiefen konnten die vergleichenden Dosisberechnungen, die eigentliche Aufgabenstellung, durchgeführt werden.

4. Stehfeldisodosenmessungen zur Orientierung über die Dosisverhältnisse bei Feldbreiten, die bei Pendelbestrahlung zur Anwendung kommen

Um ein Bild der effektiven Feldbreiten und Dosisverteilung in verschiedenen Gewebstiefen bei der Pendelbestrahlung zu erhalten, gingen wir von Stehfeldisodosen aus, da nach HEINZEL (31) die Stehfeldbestrahlung als Sonderfall der Rotationsbestrahlung mit dem Rotationswinkel 0 Grad angesehen werden kann.

Wir führten die Stehfeldisodosenmessungen am Wasserphantom für die Felder 4 x 14 und 6 x 14 cm bei verschiedenem Fokus-Haut-Abstand durch, um die effektiven Feldbreiten und das Bild der Dosisverteilung aus den Stehfeldisodosen zu gewinnen. Wir benutzten für unsere Messungen das gleiche Wasserphantom, das uns auch als Streukörper gedient hatte. Als Meßkammern dienten uns SIEMENS-Kondensatorkammern, da diese Meßkammern aus technischen Gründen im Wasser gut verwendbar waren. Nach Schwierigkeiten bei der Festlegung einer exakten Kammerposition im Wasser wegen des Dralles der Kammerzuleitungen ließen wir uns eine Plexiglashalterung von der Firma D.SCHNEIDER, Kunststoffverarbeitung, Mainz, von der auch das Wasserphantom hergestellt wurde, anfertigen. Diese Halterung bestand aus einem Plexiglasrahmen, der genau an die Innenwand des Wasserphantoms angepaßt worden war. Somit war eine exakte Führung der Kammerhalterung beim Verschieben der Kammern bei den Messungen in verschiedener Phantomtiefe möglich. Neben der genauen Tiefenlage der Kammern war auch der Abstand der Meßkammern bzw. Meßpunkte voneinander für die Darstellung der Isodosenspitzen von großer Bedeutung. Dafür wurden in die obere und untere Leiste des Plexiglasrahmens Löcher gebohrt. Der Durchmesser der Bohrungen wurde dem Querschnitt der Meßkammern bzw. des Kabels der Meßkammern genau angepaßt. Die Abstände zwischen den Bohrungen waren so groß gewählt worden, daß die Strecke zwischen den Mittelpunkten der einzelnen Kammern jeweils 1 cm betrug. Die Meßkammern selbst befanden sich außerhalb der unteren Plexiglasleiste. Für die Bestrahlungen wurde der Strahlerkopf um

90 Grad gedreht, so daß der Zentralstrahl horizontal verlief. Mit dem Lichtvisier wurde das Phantom, das sich auf einem fahrbaren Tisch in Höhe des Strahlerkopfes befand, für die einzelnen Fokus-Haut-Abstände ausgerichtet. Dabei wurden die kreisförmigen Lichtmarkierungen des Visiers durch die Kanten der Phantomvorderwand halbiert. Das Bestrahlungsfeld wurde auf die Mitte der Vorderwand des Phantoms eingestellt. Dazu wurde der Zentralstrahl genau auf das 11. Bohrloch der insgesamt 21 Bohrlöcher der unteren Leiste der Kammerhalterung ausgerichtet (Abb. 11). Die Einstellung des Feldes wurde bei einer Feldgröße von 2×2 cm Blendenöffnung vorgenommen. Ein Fadenkreuz wurde in der Mitte des beleuchteten Feldes an der Phantomvorderwand dünn mit Fettstift aufgetragen, damit während der Messungen die Einstellung kontrolliert werden konnte. Die Meßkammer in der Bohrung 11 befand sich somit genau im Zentralstrahl des Bestrahlungsfeldes. Nach dieser Einstellung des Phantoms wurden nun für die Felder 4×14 und 6×14 cm bei den Fokus-Haut-Abständen von 45 cm, 50 cm und 55 cm die Stehfeldisodosen ausgemessen.

Die Meßkammeranordnung wurde bei den Messungen um je 2 cm in die Tiefe, also von der Strahlenquelle weg, verschoben. An den seitlichen oberen Kanten sowie in der Mitte der seitlichen Wände des Phantoms wurden Zentimetereinteilungen aufgeklebt, um die Lage der Kammern damit festzulegen und zu kontrollieren. Die Kammerhalterung wurde mit zwei Bügelklemmen an den oberen seitlichen Rändern des Phantoms bei der jeweiligen Meßtiefe sicher befestigt (Abb. 11). Wegen der Maße des Phantoms bzw. Größe der Meßkammern konnten die Isodosen nur von 2 bis 19 cm Phantomtiefe ausgemessen werden. Durch Probemessungen wurde eine angenäherte Symmetrie des Strahlenbündels für die einzelnen Felder bei dieser Einstellung festgestellt. Pro Meßpunkt wurden zwei Messungen durchgeführt. Wegen der zu erwartenden stetigen Kurven, der festgestellten Symmetrie und aus Mangel an Meßkammern führten wir wechselseitig auf jeder Seite nur alle 4 cm Messungen durch. Da nur vier Meßkammern mit guter Übereinstimmung der angezeigten Meßwerte vorhanden waren, konnten wir immer nur eine Seite des Bestrahlungsfeldes ausmessen. Wir gingen dabei so vor, daß zum Beispiel in 2 cm Tiefe die rechte Seite des Strahlenbündels, in 4 cm Tiefe die linke Seite und in 6 cm Tiefe wieder die rechte Seite des Strahlenbündels ausgemessen wurde. Dazu brauchten wir den Plexiglasrahmen jeweils nur seitenverkehrt wieder in das Phantom einzusetzen. Bei einem breiteren Bereich der zu erwartenden Isodosenverläufe mußten die Kammern bei weiteren Messungen in die entsprechend weiter seitlich gelegenen Bohrungen angebracht

werden, um auch die 10%-Isodose zu erfassen. Als Bestrahlungszeit mußte die Zeitspanne von 30 Sekunden gewählt werden, da die verwandten Meßkammern nur einen Meßbereich bis 100 r besaßen. Es waren aber höhere r-Werte bei den Messungen zu erwarten.

Um bei der Errechnung der %-Isodosen einen Relationswert zu besitzen, wurden für die verschiedenen Fokus-Haut-Abstände bei 4 x 14 und 6 x 14 cm Feldgröße Frei-Luft-Dosiswerte im Elektronengleichgewicht gemessen. Dabei benutzten wir eine SIEMENS-Fingerhutkammer. Sie zeigte bei Kontrollmessungen eine sehr gute Übereinstimmung der Meßwerte mit den Werten der SIEMENS-Kondensatorkammern; sie konnte deshalb bei der Ermittlung der Relationswerte benutzt werden. Hinter der Meßkammer befand sich bei den Dosismessungen frei Luft jeweils das Phantom als Streukörper.

5. Bestimmung eines vergleichbaren Dosisleistungsmeßwertes am Phantom zur Gegenüberstellung mit den entsprechenden errechneten Dosisleistungswerten

Um die berechneten Dosisleistungen mit einem am Phantom ermittelten Meßwert vergleichen zu können, führten wir für die in Frage kommenden Punkte Vergleichsmessungen durch. Da die Lage des Dosismaximums am Paraffinphantom meßtechnisch nicht zu erfassen war, legten wir als Vergleichswert die Dosisleistung in der Pendelachse zugrunde. Die Versuchsanordnung war die gleiche wie bei der Bestimmung der Isodosen bei der monoaxialen Pendelbestrahlung (siehe dort). Die Pendelachsen wurden durch die Punkte "A", "B" und "C" gelegt. Es wurde über die linke Seite des Phantoms eine Pendelbewegung von 0 Grad bis 180 Grad bei einem konstanten Pendelradius von 60 cm ausgeführt. Die Feldgrößen betrugen 5 x 14 und 7 x 14 cm. Als Meßkammer wurde eine SIEMENS-Kondensatorkammer benutzt. Es wurden je Punkt drei Meßwerte ermittelt. Das arithmetische Mittel der Messungen wurde nach Berücksichtigung des Kammerfaktors in den r-Wert umgerechnet.

6. Ermittlung der Isodosen bei mono- und biaxialer Pendelbestrahlung um 180 Grad am Paraffinphantom

Da der Erfolg der Bestrahlung gynäkologischer Karzinome entscheidend von der Dosisverteilung abhängig ist, interessierten wir uns für das Bild der Dosisverteilung im kleinen Becken bei der mono- und biaxialen Pendelbestrahlung mit den in Frage kommenden Feldern von 4 x 14 und 6 x 14 cm. Ähnliche



Abbildung 12: Das Paraffinphantom mit den drei markierten Meßkanälen bzw. Meßpunkten ("A", "B", "C")

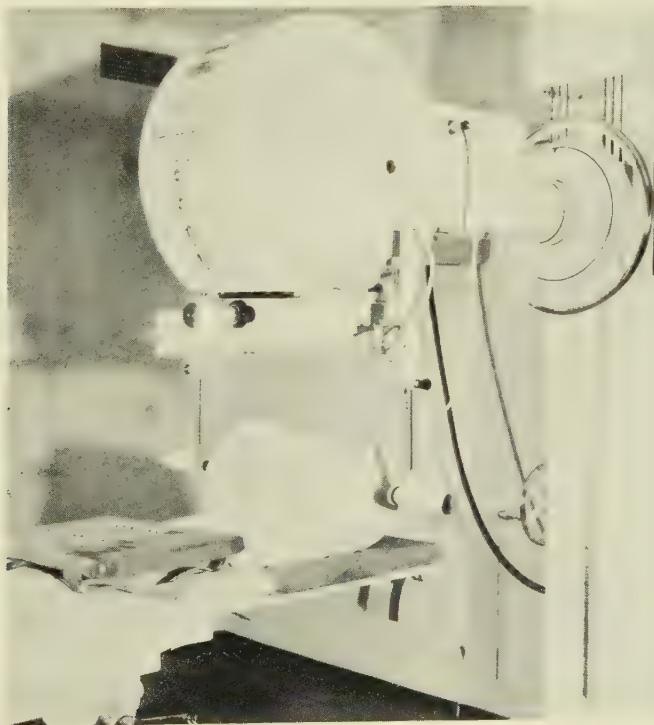


Abbildung 13: Versuchsanordnung zur Ermittlung der Isodosen bei mono- und biaxialer Pendelbestrahlung

Versuche mit Kobalt 60 wurden von HEINZEL (31) am Wasserphantom, von DAHL und VIKTERLÖF (16) und von GIETZELT und Mitarbeitern (28) am Paraffinphantom (MIX "D") durchgeführt. Wir benutzten bei der Ermittlung der Isodosenkurven ein Paraffinphantom, dessen kurze Achse 25 cm und lange Achse 36 cm im Bereich des angenommenen Pendelhautfeldes betrug. Wie FRISCHBIER und HASSE (26) nachwiesen, spielt die Phantomgröße bei der Dosisverteilung keine entscheidende Rolle. Es wurde auf Zusätze zum Paraffin zur weitgehenden Erreichung der Gewebsäquivalenz verzichtet. Entsprechende Paraffinmischungen wurden von JONES und RAINE (39) als MIX "D", von MARKUS (54) als "M 3" angegeben.

Um eine möglichst genaue Abbildung der natürlichen Körperformen zu erhalten, wurde ein Gipsabdruck an einer Patientin abgenommen. Das so gewonnene Gipsnegativ diente als Gußform für das Paraffinphantom. Nach Erstarren des Paraffins wurde die Gipsform entfernt und mit einer Bohrmaschine 100 Meßkanäle angelegt, die gitterförmig im Abstand von 2,0 bis 2,5 cm angeordnet wurden. Die Tiefe der Meßkanäle betrug im Durchschnitt 18 bis 20 cm. Die auf der Abbildung 12 gekennzeichneten Meßkanäle wurden durchgängig angelegt, um die oben beschriebene Messung der mittleren Herdachsentiefe durchführen zu können. Auf den Einbau eines knöchernen Beckens in das Phantom wurde verzichtet.

Wir führten zunächst die Messungen der Isodosen bei monoaxialer Pendelbewegung durch. Dafür wurde auf der langen Achse 4 cm links vom Mittelpunkt des Phantoms die Pendelachse festgelegt. Für die Messungen wurde das Phantom in Rückenlage auf den Bestrahlungstisch des Gerätes gebracht und mit Hilfe der Lichtvisiereinrichtung die vorher festgelegte Pendelachse und der Pendelradius von 60 cm eingestellt. Das Phantom wurde so auf den Bestrahlungstisch gelagert, daß sich keine Metallteile des Tisches während der Bestrahlung im Bestrahlungsfeld befanden. Auch die Pendelbewegung wurde durch die hölzerne Tischplatte nicht gestört. Vor jeder Neueinstellung, vor allem bei der biaxialen Pendelbestrahlung, mußte immer ein Probelauf des Strahlerkopfes unter Sicht des Auges durchgeführt werden, um entsprechende Mängel in der Anordnung zu beheben. Die Pendelbewegung vollzog sich über einen Winkel von 180 Grad über die linke Seite des Phantoms. Die Ausgangsstellung des Strahlerkopfes war bei 0 Grad. Bei 180 Grad kam es automatisch zur Umkehr der Bewegung, so daß der Strahlerkopf nach Beendigung der Bestrahlungszeit von 1 Minute und 56 Sekunden wieder in der Ausgangsstellung von 0 Grad stand. Die Bestrahlungszeit mußten wir wählen, da sich bei den

Versuchen herausstellte, daß das Gerät diese Zeitspanne für den beschriebenen Pendelweg benötigte. Die in Frage kommenden Feldgrößen betrugen 4×14 und 6×14 cm. Für die Messungen standen uns 18 Kondensatorkammern zum Kondiometer der Physikalisch-technischen Werkstätten (PTW) Dr. PYCH-LAU KG, Freiburg i.Br. zur Verfügung. Die Kammern wiesen einen Durchmesser von 6 mm und eine Länge von 23 mm auf und konnten an unserem Phantom gut verwendet werden. Auf die einzelnen Kammern wurde je eine Plexiglashülse gesteckt, an der ein Faden befestigt war. Damit waren wir in der Lage, mit den Kammern in einer bestimmten festgelegten Meßkanaltiefe (9 cm) zu arbeiten. Außerdem konnten somit die Kammern nach erfolgter Bestrahlung wieder aus den Meßkanälen entfernt werden, um sie am Kondiometer auszumessen. Die Tiefe der Kammern im Meßkanal wurde mit einer Sonde mit Zentimeter-Einteilung kontrolliert. Die Tiefe war mit 9 cm festgelegt. Damit lagen die Kammern in der Mitte der Längsausdehnung des Feldes. Es wurden je Meßpunkt zwei Messungen durchgeführt. Von den beiden Meßwerten wurde das arithmetische Mittel gebildet, das unter Berücksichtigung der Kammerfaktoren der einzelnen Meßkammern in Röntgenwerte (r) umgerechnet wurde. Die errechneten r-Werte dienten als Grundlage der Isodosenbilder bei der monoaxialen Pendelbestrahlung. - Die biaxiale Pendelbestrahlung wurde unter den gleichen äußerlichen Bedingungen durchgeführt. Dabei wurde um ein zweites Pendelzentrum eine Pendelbewegung von 180 Grad durchgeführt. Die zweite Pendelachse befand sich 4 cm rechts vom Mittelpunkt des Phantoms auf der langen Achse. Die beiden Rotationszentren waren somit 8 cm voneinander entfernt. Nach jeder Teilrotation von 180 Grad um die linke Pendelachse mußte das Phantom entsprechend auf die rechte Seite des Tisches verlagert und die rechte festgelegte Pendelachse mit dem Lichtvisier am Phantom eingestellt werden. Nach Umschalten des Pendelbereichs am Gerät wurde nun nach Probelauf um das rechte Pendelzentrum die Pendelbewegung von 180 Grad ausgeführt. Erst dann wurden die Meßkammern aus den Meßkanälen entfernt und ausgemessen. Es wurden an jedem Meßpunkt je zwei Messungen durchgeführt. Von beiden Meßwerten wurde das arithmetische Mittel gebildet, das nach Berücksichtigung des jeweiligen Kammerfaktors in den r-Wert umgerechnet wurde. Somit wurden für die Felder 4×14 und 6×14 cm die Meßwerte bei der biaxialen Pendelbestrahlung gewonnen und in den vorliegenden Isodosen ausgewertet.

7. Durchführung der Röntgentiefenlotung für drei festgelegte Punkte

Bei den Untersuchungen über die Genauigkeit der Dosisleistungsberechnung wird von einem festgelegten Herd ausgegangen. Es ist nun eine genaue röntgenologische Lokalisation des Bestrahlungsherd für den Aufbau des Bestrahlungsplanes unerlässlich, wenn man eine exakte Dosisleistungsberechnung am Herd durchführen will. In der Bestimmung und Festlegung des Bestrahlungsherd liegt schon eine entscheidende Fehlerquelle. Als sehr geeignetes und einfaches Verfahren für therapeutische Herdlokalisation hat sich die Methode der Röntgentiefenlotung nach BÜCHNER (8,9,10,12,88) herausgestellt. Es erschien im Rahmen dieser Arbeit angebracht, die Genauigkeit dieser Lokalisationsmethode am Phantom für drei festgelegte Punkte zu überprüfen, um einen eventuellen Fehler in dieser Richtung auszuschalten. Bei der Durchführung des Verfahrens der Röntgentiefenlotung gingen wir nach den Angaben BÜCHNERS (8,9,10,12) vor. Wir brachten dazu das Paraffinphantom in Rückenlage auf den Aufnahmetisch (BUCKY-Tisch). In den entsprechenden Meßkanal wurde als Röntgenkontrast eine Bohrnadel aus Metall eingebracht. Das Röntgentiefenlot wurde so aufgestellt, daß es sich auf der Filmkassette befand und sein Nullpunkt die Tischplatte als Bezugsebene berührte. Es wurden nun zwei Aufnahmen aus einer Fokus-Film-Distanz von 1 m und verschiedenem Strahleneinfall durchgeführt. Die Fokus-Film-Distanz ist für die Tiefenlotung ohne jede Bedeutung (8,9,10,12). Sie wurde von uns willkürlich festgelegt. Die erste Aufnahme wurde mit senkrecht auf den Film auftreffendem Zentralstrahl gemacht. Der Zentralstrahl wurde auf eine angebrachte Hautmarkierung gerichtet. Um für die zweite Aufnahme einen unterschiedlichen Strahleneinfall zu erreichen, wurde die Röntgenröhre um einen bestimmten Betrag verschoben. Das Ausmaß der Verschiebung der Röntgenröhre und damit des einfallenden Zentralstrahles betrug 10 Grad in cranio-caudaler Richtung. Dabei wurde der Zentralstrahl bei der neuen festgelegten Röhrenstellung wieder auf die Hautmarkierung zentriert. Der Winkel zwischen den beiden Zentralstrahlen der verschiedenen Röhrenstellungen betrug also 10 Grad. Die Filmkassette mußte um einen bestimmten Betrag nach cranial verschoben werden, um dem veränderten Strahlengang bei der zweiten Aufnahme Rechnung zu tragen. Für die drei festgelegten Meßkanäle wurden auf diesem Wege je zwei Aufnahmen gemacht. Die abgebildete Bohrnadel wurde nun auf den entsprechenden zwei Aufnahmen mit verschiedenem Strahleneinfall durch Übereinanderlegen beider Filme zur Deckung gebracht. Dort, wo sich die ebenfalls auf dem Film abgebildeten Skalen des Tiefenlotes

schnitten, konnte der gesuchte Wert abgelesen werden. Der gesuchte Wert stellte die Höhe der Bohrnadel bzw. des angenommenen Herdes über der Tischplatte als Bezugsebene dar.

8. Direkte Messung der drei festgelegten Punkte am Phantom zur Kontrolle der Werte, die mit der Röntgentiefenlotung ermittelt wurden

Um den am Phantom durch Röntgentiefenlotung ermittelten Wert zu kontrollieren, mußte er von uns am Phantom direkt gemessen werden. Dazu benutzten wir ein rechtwinkliges Dreieck mit Zentimeter-Einteilung. Den rechten Winkel setzten wir auf die Tischplatte auf, und den gesuchten Wert lasen wir in Höhe der Bohrnadel an der Zentimeter-Einteilung ab.

III. ERGEBNISSE

1. Tabelle der Herddosisleistungen bei den verschiedenen Tiefenlagen der Meßkammer im Wasserphantom

Tabelle 2

Herddosisleistungen (r/min) bei Messung der Absorptionskurve in Wasser bei festem Fokus-Kammer-Abstand von 60 cm, verschiedenen Tiefenlagen der Meßkammer und verschiedenen Feldgrößen

Tiefenlage der Kammer (in cm)	4x14 cm	5x14 cm	6x14 cm	7x14 cm	8x14 cm
2	88,92	90,48	91,78	93,08	94,12
3	85,80	87,88	89,70	91,00	92,04
4	82,68	84,76	86,58	87,88	88,92
5	79,56	81,12	82,94	84,76	86,06
6	75,92	77,74	79,82	81,12	82,68
7	72,28	74,36	75,92	77,48	78,78
8	68,64	70,72	72,80	74,36	75,66
9	65,26	67,60	69,42	70,72	72,28
10	61,62	63,96	66,04	67,60	68,90
11	58,50	60,84	62,92	64,48	65,52
12	55,12	57,20	59,28	61,10	62,40
13	52,56	54,60	56,42	57,72	59,28
14	49,14	51,22	53,30	54,60	56,16
15	46,28	48,36	50,44	51,74	53,04
16	43,68	45,24	47,32	48,62	49,92
17	41,08	42,90	44,20	45,76	47,06
18	38,48	40,04	41,86	43,16	44,46
19	36,40	37,96	39,26	40,56	41,60

Die Meßwerte bzw. Herddosisleistungen des Grundversuches bei den verschiedenen Tiefenlagen der Kammer im Wasserphantom sind für die einzelnen Phantomtiefen und Feldbreiten in Tabellenform zusammengefaßt (Tab. 2). Die Stellen hinter dem Komma bei den Herddosisleistungswerten kommen durch die Multiplikation mit dem Kammerfaktor der Meßkammer zustande.

2. Tabelle der Herddosisleistungen frei Luft in 60 cm Fokus-Kammer-Abstand für die verschiedenen Feldgrößen mit und ohne Streukörper hinter der Meßkammer

Tabelle 3

Dosisleistungen (r/min) frei Luft in 60 cm Fokus-Kammer-Abstand für die verschiedenen Feldgrößen

	4x14 cm	5x14 cm	6x14 cm	7x14 cm	8x14 cm
mit Streukörper hinter der Meßkammer	89,70	91,00	92,04	93,34	93,60
ohne Streukörper hinter der Meßkammer	88,40	89,18	90,74	91,00	92,04

Die jeweiligen Dosisleistungen frei Luft in 60 cm Fokus-Kammer-Abstand für die verschiedenen Feldgrößen zeigen Differenzen, wenn mit oder ohne Streukörper hinter der Meßkammer gearbeitet wird (Tabelle 3). Der höhere Wert, der gemessen wird, wenn sich ein Streukörper hinter der Meßkammer befindet, erklärt sich durch die mitgemessene Streustrahlung. Auf Grund dieser Tatsache zeigen sich bei der Zusammenstellung der einzelnen Schwächungsfaktoren niedrigere Werte (Tabelle 4 und 5), weil der Dosisleistungswert frei Luft gemessen mit Streukörper höher war.

3. Tabellen der Schwächungsfaktoren bei den verschiedenen Tiefenlagen der Meßkammer im Wasserphantom

Tabelle 4

Schwächungsfaktoren zur Errechnung der Herddosis bei der Pendelbestrahlung mit dem Gammatron 1. Fokus-Meßkammer-Abstand 60 cm.

Die Berechnung der Faktoren erfolgte mit Hilfe der zu den Feldgrößen gehörigen Dosisleistungen in Luft mit hinter der Meßkammer befindlichem Streukörper (20 cm Ø Wasserphantom) und der am Wasserphantom bei verschiedenen Tiefenlagen der Kammer gemessenen Herddosisleistungen.

Tiefenlage der Kammer (in cm)	4x14 cm	5x14 cm	6x14 cm	7x14 cm	8x14 cm
2	0.991	0.994	0.997	0.997	1.005
3	0.957	0.966	0.975	0.975	0.984
4	0.923	0.933	0.942	0.942	0.951
5	0.889	0.893	0.903	0.9095	0.921
6	0.849	0.857	0.869	0.871	0.885
7	0.809	0.820	0.828	0.833	0.844
8	0.769	0.781	0.794	0.800	0.811
9	0.732	0.747	0.758	0.761	0.776
10	0.692	0.708	0.722	0.729	0.740
11	0.658	0.674	0.689	0.696	0.705
12	0.621	0.635	0.650	0.660	0.672
13	0.589	0.607	0.619	0.625	0.639
14	0.556	0.570	0.586	0.592	0.607
15	0.524	0.539	0.556	0.562	0.574
16	0.496	0.506	0.522	0.529	0.541
17	0.473	0.480	0.488	0.499	0.511
18	0.439	0.449	0.464	0.471	0.484
19	0.416	0.427	0.436	0.444	0.454

Die Abbildung 14 zeigt die entsprechende graphische Darstellung der Schwächungsfaktoren (Absorptionskurven für Kobalt 60 beim Wasserphantom).

Tabelle 5

Schwächungsfaktoren zur Errechnung der Herddosis bei der Pendenbestrahlung mit dem Gammatron 1. Fokus-Meßkammer-Abstand 60 cm.

Die Berechnung der Faktoren erfolgte mit Hilfe der zu den Feldgrößen gehörigen Dosisleistungen in Luft ohne hinter der Meßkammer befindlichen Streukörper und der am Wasserphantom bei verschiedenen Tiefenlagen der Kammer gemessenen Herddosisleistungen.

Tiefenlage der Kammer (in cm)	4x14 cm	5x14 cm	6x14 cm	7x14 cm	8x14 cm
2	1.006	1.014	1.011	1.022	1.022
3	0.971	0.986	0.989	1.000	1.000
4	0.936	0.951	0.955	0.959	0.967
5	0.902	0.911	0.915	0.933	0.936
6	0.861	0.874	0.882	0.893	0.900
7	0.821	0.837	0.839	0.854	0.858
8	0.780	0.797	0.806	0.820	0.825
9	0.743	0.762	0.769	0.781	0.789
10	0.702	0.722	0.732	0.747	0.753
11	0.668	0.688	0.699	0.713	0.718
12	0.630	0.648	0.659	0.677	0.683
13	0.598	0.619	0.628	0.640	0.650
14	0.564	0.582	0.594	0.607	0.617
15	0.532	0.550	0.536	0.570	0.583
16	0.503	0.518	0.5296	0.542	0.550
17	0.474	0.489	0.496	0.511	0.519
18	0.445	0.458	0.470	0.483	0.492
19	0.422	0.436	0.442	0.455	0.461

4. Vergleich der direkt am Phantom gemessenen Dosisleistungswerte mit den Werten, die auf Grund der am Phantom ermittelten Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden

Der Vergleich der verschiedenen Variationen der Dosisberechnung am Phantom brachte folgende Ergebnisse:

Legt man die Momentan-Herdachsentiefen, die am Phantom mit Hilfe des Fahrstrahlmessers ermittelt wurden, für die einzelnen Berechnungsarten zugrunde und vergleicht die Werte mit den am Phantom gemessenen Dosisleistungswerten, so erhalten wir eine Schwankungsbreite von maximal -1,5 bis -8,4%. Diese Schwankungsbreite bezieht sich auf die drei festgelegten Punkte, die ausgemessen wurden. Sie beträgt für das 5 x 14 cm-Feld -1,5 bis -8,4% (Tabelle 6), für das 7 x 14 cm-Feld -2,5 bis -7,2% (Tabelle 7).

5. Vergleich der direkt am Phantom gemessenen Dosisleistungswerte mit den Werten, die auf Grund der am Körperquerschnitt gewonnenen Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden

Legt man die Momentan-Herdachsentiefen, die aus der Körperquerschnittszeichnung gewonnen wurden, für die Berechnungen zugrunde, so ergibt sich eine Schwankungsbreite der einzelnen errechneten Werte gegenüber den gemessenen Dosisleistungswerten von maximal -1,0 bis -9,4%. Für das 5 x 14 cm-Feld beträgt die Schwankungsbreite -1,0 bis -9,4% (Tabelle 6), für das 7 x 14 cm-Feld -2,1 bis -8,1% (Tabelle 7).

Tabelle 6

Vergleich der direkt am Phantom gemessenen Herddosisleistungen mit den Werten, die nach den verschiedenen angegebenen Berechnungsverfahren ermittelt wurden

(Feldgröße 5 x 14 cm. Der direkt am Phantom gemessene Dosisleistungswert wurde als 100% angesehen und als Bezugswert benutzt. Im ersten Teil der Tabelle sind die errechneten r-Werte angegeben, im zweiten Teil der Tabelle die prozentualen Abweichungen der errechneten r-Werte vom direkt gemessenen r-Wert des jeweiligen Meßpunktes.)

- + Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsentiefen, die direkt am Phantom mit Hilfe der Abgreifvorrichtung ermittelt wurden
- ++ Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsentiefen, die aus der Körperquerschnittszeichnung des Phantoms ermittelt wurden

"A" - festgelegter Punkt in Beckenmitte

"B" - festgelegter Punkt an der angenommenen Beckenvorderwand

"C" - festgelegter Punkt an der angenommenen Beckenhinterwand

Die einzelnen Berechnungsverfahren (siehe Seite 3 bis 5) sind in römischen Ziffern angegeben.

Tabelle 6

Ort (Punkt)	gemessen (r)	berechnet nach Verfahren:											
		I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
+ "A"	58,34	53,94	53,94	53,94	55,00	53,94	54,12	53,59	55,00	53,88	53,88	53,87	55,22
++ "A"	58,34	53,24	53,33	53,15	54,12	53,15	53,68	53,06	54,29	53,08	53,19	52,97	54,21
+ "B"	60,73	58,69	58,52	58,96	56,41	58,87	59,57	58,08	57,46	59,00	58,83	59,19	57,29
++ "B"	60,73	58,69	58,52	58,96	56,76	59,13	59,84	58,34	57,29	58,99	58,83	59,17	57,47
+ "C"	61,00	57,55	57,46	57,64	56,41	57,64	57,29	57,99	56,76	57,67	57,59	57,78	56,72
++ "C"	61,00	58,08	57,99	58,17	56,41	58,17	57,64	58,87	56,58	58,25	58,19	58,32	56,89
+ "A"	-	7,6	7,6	7,6	5,8	7,6	7,3	8,2	5,8	7,7	7,7	7,7	5,4
++ "A"	-	8,8	8,6	8,9	7,3	8,9	8,0	9,1	7,0	9,1	8,9	9,3	7,1
+ "B"	-	3,3	3,6	2,9	7,1	3,0	1,9	4,8	5,4	2,8	3,1	2,5	5,6
++ "B"	-	3,3	3,6	2,9	6,5	2,6	1,5	4,4	5,6	2,9	3,1	2,6	5,3
+ "C"	-	5,7	5,8	5,5	7,5	5,5	6,1	4,9	7,0	5,5	5,6	5,3	7,0
++ "C"	-	4,8	4,9	4,6	7,5	4,6	5,5	3,5	7,2	4,5	4,6	4,4	6,7

Ort (Punkt)	gemessen (r)	berechnet nach Verfahren:											
		XIII	XIV	XV	XVI	XVII	XVIII	XIX	XX	XXI	XXII	XXIII	XXIV
+ "A"	58,34	53,78	54,13	53,46	55,26	53,85	53,85	53,85	55,26	53,85	54,12	53,50	55,26
++ "A"	58,34	53,04	53,19	52,90	54,34	53,06	53,15	52,97	54,21	53,06	53,15	52,89	54,38
+ "B"	60,73	59,14	59,81	58,47	57,51	58,96	58,87	59,22	57,29	59,13	59,84	58,43	57,55
++ "B"	60,73	59,33	60,09	58,70	57,95	58,96	58,87	59,13	57,46	59,40	60,10	58,69	57,99
+ "C"	61,00	57,75	57,44	58,05	57,02	57,64	57,55	57,81	56,76	57,73	57,46	58,08	57,02
++ "C"	61,00	58,35	57,92	58,77	56,98	58,25	58,17	58,32	56,89	58,32	57,90	58,78	57,02
+ "A"	-	7,9	7,3	8,4	5,3	7,7	7,7	7,7	5,3	7,7	7,3	8,3	5,3
++ "A"	-	9,1	8,9	9,4	6,9	9,1	8,9	9,3	7,1	9,1	8,9	9,4	6,8
+ "B"	-	2,6	1,5	4,1	5,3	2,9	3,0	2,5	5,6	2,6	1,5	4,2	5,2
++ "B"	-	2,3	1,0	3,8	4,6	2,9	3,0	2,6	5,4	2,2	1,0	3,8	4,5
+ "C"	-	5,3	5,8	5,1	6,5	5,5	5,7	5,2	7,0	5,4	5,8	4,8	6,5
++ "C"	-	4,3	5,0	3,7	6,6	4,5	4,6	4,4	6,7	4,4	5,1	3,6	6,5

Tabelle 7

Ort (Punkt)	gemessen (r)	berechnet nach Verfahren:											
		I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
+ "A"	61,00	57,04	57,04	57,04	58,49	57,13	57,31	56,68	58,49	57,21	57,22	57,19	58,63
++ "A"	61,00	56,23	56,32	56,14	57,31	56,23	56,68	56,05	57,50	56,42	56,51	56,32	57,63
+ "B"	64,71	62,28	62,01	62,47	60,02	62,47	63,09	61,65	60,99	62,35	62,11	62,63	60,48
++ "B"	64,71	62,28	62,10	62,46	60,38	62,64	63,36	61,92	60,84	62,30	62,13	62,49	60,70
+ "C"	64,18	61,20	61,11	61,29	60,02	61,20	60,93	61,56	60,38	61,10	61,02	61,19	60,07
++ "C"	64,18	61,65	61,56	61,74	60,02	61,74	61,29	62,37	60,20	61,51	61,45	61,58	60,12
+ "A"	-	6,5	6,5	6,5	4,1	6,3	6,0	7,1	4,1	6,2	6,2	6,2	3,9
++ "A"	-	7,8	7,7	8,0	6,0	7,8	7,1	8,1	5,7	7,5	7,4	7,7	5,5
+ "B"	-	3,7	4,2	3,4	7,2	3,4	2,5	4,7	5,7	3,6	4,0	3,2	6,5
++ "B"	-	3,7	4,0	3,5	6,7	3,2	2,1	4,3	6,0	3,7	4,0	3,4	6,2
+ "C"	-	4,7	4,8	4,5	6,5	4,7	5,1	4,9	6,7	4,8	4,9	4,7	6,4
++ "C"	-	4,0	4,1	3,8	6,5	3,8	4,5	4,4	6,2	4,2	4,3	4,1	6,3
Ort (Punkt)	gemessen (r)	berechnet nach Verfahren:											
		XIII	XIV	XV	XVI	XVII	XVIII	XIX	XX	XXI	XXII	XXIII	XXIV
+ "A"	61,00	57,16	57,50	56,82	58,63	57,22	57,41	57,22	58,67	57,04	57,50	56,77	58,67
++ "A"	61,00	56,38	56,52	56,24	57,86	56,41	56,50	56,32	57,63	56,41	56,50	56,23	57,77
+ "B"	64,71	62,45	63,12	61,79	60,75	62,28	62,10	62,51	60,47	62,47	63,09	61,83	60,74
++ "B"	64,71	62,68	63,35	62,01	61,20	62,28	62,13	62,46	60,70	62,64	63,36	62,01	61,20
+ "C"	64,18	61,17	60,87	61,48	60,34	61,11	60,99	61,20	60,07	61,20	60,84	61,47	60,38
++ "C"	64,18	61,61	61,16	62,05	60,20	61,47	61,47	61,56	60,11	61,65	61,11	62,10	60,20
+ "A"	-	6,3	5,7	6,9	3,9	6,2	5,9	6,2	3,8	6,5	5,7	6,9	3,8
++ "A"	-	7,6	7,3	7,8	5,1	7,5	7,4	7,7	5,5	7,5	7,4	7,8	5,3
+ "B"	-	3,5	2,4	4,5	6,1	3,7	4,0	3,4	6,5	3,4	2,5	4,4	6,1
++ "B"	-	3,1	2,1	4,2	5,4	3,7	4,0	3,5	6,2	3,7	2,1	4,2	5,4
+ "C"	-	4,7	5,2	4,2	6,0	4,8	5,7	4,7	6,4	4,7	5,2	4,2	5,9
++ "C"	-	4,0	4,7	3,3	6,2	4,2	4,2	4,1	6,5	4,0	4,8	3,3	6,2

Tabelle 7

Vergleich der direkt am Phantom gemessenen Herddosisleistungen mit den Werten, die nach den verschiedenen angegebenen Berechnungsverfahren ermittelt wurden

(Feldgröße 7 x 14 cm. Der direkt am Phantom gemessene Dosisleistungswert wurde als 100% angesehen und als Bezugswert benutzt. Im ersten Teil der Tabelle sind die errechneten r-Werte angegeben, im zweiten Teil der Tabelle die prozentualen Abweichungen der errechneten r-Werte vom direkt gemessenen r-Wert des jeweiligen Meßpunktes.)

- + Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsentiefen, die direkt am Phantom mit Hilfe der Abgreifvorrichtung ermittelt wurden
- ++ Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsentiefen, die aus der Körperquerschnittszeichnung des Phantoms ermittelt wurden

"A" - festgelegter Punkt in Beckenmitte

"B" - festgelegter Punkt an der angenommenen Beckenvorderwand

"C" - festgelegter Punkt an der angenommenen Beckenhinterwand

Die einzelnen Berechnungsverfahren (siehe Seite 3 bis 5) sind in römischen Ziffern angegeben.

6. Vergleichende Untersuchungen der Abweichung des nach den verschiedenen Variationen errechneten Dosisleistungswerts vom gemessenen Dosisleistungswert für verschiedene Meßpunkte

Untersucht man die Abweichungen des errechneten vom gemessenen Dosisleistungswert für den einzelnen der drei Meßpunkte, so ergibt sich folgendes:

Bei dem zentral in Beckenmitte gelegenen Meßpunkt zeigt sich gegenüber dem gemessenen Dosisleistungswert die durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen bzw. der Schwächungsfaktoren der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe als das genaueste Dosisberechnungsverfahren.

Bei dem an der vorderen Beckenwand gelegenen Meßpunkt zeigt sich die Errechnung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen bzw. der Dosisleistungen oder der Schwächungsfaktoren der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels) als das genaueste Dosisberechnungsverfahren.

Bei dem an der hinteren Beckenwand gelegenen Meßpunkt ist die Errechnung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung aller Momentan-Herdachsenteiefen bzw. der Dosisleistungen oder der Schwächungsfaktoren der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad (begonnen bei 15 Grad des Pendelwinkels) das genaueste Berechnungsverfahren gegenüber dem am Phantom gemessenen Dosisleistungswert.

7. Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Berechnungsverfahren mit dem Verfahren, das in der Literatur als das exakteste Verfahren angegeben wird

Legt man für den Vergleich der einzelnen Berechnungsarten die Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels), die von WICHMANN und HEINZEL (86) als das exakteste Verfahren angegeben wird, als 100% zugrunde, so ergibt sich folgendes Bild (Tabelle 8 und 9):

Beim Vergleich mit der Berechnung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mitteilung aller Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels) zeigt sich für die bezeichneten Punkte eine Abweichung von - 0,3 bis + 0,2% beim 7 x 14-Feld und eine Ab-

weichung von $-0,5$ bis $+0,3\%$ beim 5×14 cm-Feld.

Bei der Berechnung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren aller Momentan-Herdachsentiefen von 10° zu 10° Grad (begonnen bei 5° Grad des Pendelwinkels) finden wir eine Abweichung von $-0,2$ bis $+0,1\%$ beim 7×14 cm-Feld und von $-0,1$ bis $+0,1\%$ beim 5×14 cm-Feld. Weitere Vergleiche können aus den Tabellen 8 und 9 gezogen werden.

Tabelle 8

Vergleich der errechneten durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels) mit den Dosisleistungswerten, die nach den übrigen angegebenen Berechnungsverfahren (siehe S.3-5) errechnet wurden

(Feldgröße 5 x 14 cm. Die durchschnittliche Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels), als XIII. Berechnungsverfahren bezeichnet, entspricht 100%. In der Tabelle sind die jeweiligen prozentualen Abweichungen der einzelnen Werte vom Vergleichswert (XIII) angegeben).

- + Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsenteiefen, die direkt am Phantom mit Hilfe der Abgreifvorrichtung ermittelt wurden
- ++ Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsenteiefen, die aus der Körperquerschnittszeichnung des Phantoms ermittelt wurden

Tabelle 9

Vergleich der errechneten durchschnittlichen Dosisleistung bei Mitteilung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels) mit den Dosisleistungswerten, die nach den übrigen angegebenen Berechnungsverfahren (siehe S.3-5) errechnet wurden

(Feldgröße 7 x 14 cm. Die durchschnittliche Dosisleistung bei Mitteilung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels), als XIII. Berechnungsverfahren bezeichnet, entspricht 100%. In der Tabelle sind die jeweiligen prozentualen Abweichungen der einzelnen Werte vom Vergleichswert (XIII) angegeben.)

- + Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsenteiefen, die direkt am Phantom mit Hilfe der Abgreifvorrichtung ermittelt wurden
- ++ Berechnung der Herddosisleistungswerte anhand der Momentan-Herdachsenteiefen, die aus der Körperquerschnittszeichnung des Phantoms ermittelt wurden

Tabelle 8

Ort (Punkt)	XIII (100%)	Verfahren:											
		I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
+ "A"	53,78 r	+ 0,3	+ 0,3	+ 0,3	+ 2,3	+ 0,3	+ 0,6	- 0,4	+ 2,3	+ 0,2	+ 0,2	+ 0,2	+ 2,7
++ "A"	53,04 r	+ 0,4	+ 0,5	+ 0,2	+ 2,0	+ 0,2	+ 1,2	+ 0,04	+ 2,4	+ 0,1	+ 0,3	- 0,1	+ 2,2
+ "B"	59,14 r	- 0,8	- 1,0	- 0,3	- 4,6	- 0,5	+ 0,7	- 1,8	- 2,8	- 0,2	- 0,5	+ 0,1	- 3,1
++ "B"	59,33 r	- 1,1	- 1,4	- 0,6	- 4,4	- 0,02	+ 0,9	- 1,7	- 3,5	- 0,6	- 0,8	- 0,3	- 3,2
+ "C"	57,75 r	- 0,3	- 0,5	- 0,2	- 2,3	- 0,2	- 0,8	+ 0,4	- 1,7	- 0,1	- 0,3	+ 0,1	- 1,8
++ "C"	58,35 r	- 0,5	- 0,6	- 0,3	- 3,3	- 0,3	- 1,2	+ 0,9	- 3,1	- 0,2	- 0,3	- 0,1	- 2,5

Ort (Punkt)	XIII (100%)	Verfahren:											
		XIII	XIV	XV	XVI	XVII	XVIII	XIX	XX	XXI	XXII	XXIII	XXIV
+ "A"	53,78 r	-	+ 0,6	- 0,6	+ 2,7	+ 0,1	+ 0,1	+ 0,1	+ 2,7	+ 0,1	+ 0,6	- 0,5	+ 2,7
++ "A"	53,04 r	-	+ 0,3	- 0,3	+ 2,5	+ 0,04	+ 0,2	- 0,1	+ 2,2	+ 0,04	+ 0,2	- 0,3	+ 2,5
+ "B"	59,14 r	-	+ 1,1	- 1,1	- 2,8	- 0,3	- 0,5	+ 0,1	- 3,1	- 0,02	+ 1,2	- 1,2	- 2,7
++ "B"	59,33 r	-	+ 1,3	- 1,1	- 2,3	- 0,6	- 0,8	- 0,3	- 3,2	+ 0,1	+ 1,3	- 1,1	- 2,3
+ "C"	57,75 r	-	- 0,6	+ 0,5	- 1,3	- 0,2	- 0,3	+ 0,1	- 1,7	- 0,03	- 0,5	+ 0,6	- 1,3
++ "C"	58,35 r	-	- 0,7	+ 0,7	- 2,4	- 0,2	- 0,3	- 0,1	- 2,5	- 0,1	- 0,8	+ 0,7	- 2,3

Tabelle 9

Ort (Punkt)	XIII (100%)	Verfahren:											
		I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
+ "A"	57,16 r	- 0,2	- 0,2	- 0,2	+ 2,3	- 0,1	+ 0,3	- 0,8	+ 2,3	+ 0,1	+ 0,1	+ 0,1	+ 2,6
++ "A"	56,38 r	- 0,3	- 0,1	- 0,4	+ 1,7	- 0,3	+ 0,5	- 0,6	+ 2,0	+ 0,1	+ 0,2	- 0,1	+ 2,2
+ "B"	62,45 r	- 0,3	- 0,7	+ 0,03	- 3,9	+ 0,03	+ 1,0	- 1,3	- 2,4	- 0,3	- 0,5	+ 0,3	- 3,2
++ "B"	62,68 r	- 0,6	- 0,9	- 0,3	- 3,7	- 0,1	+ 1,1	- 1,2	- 3,0	- 0,6	- 0,9	- 0,3	- 3,1
+ "C"	61,17 r	+ 0,1	- 0,1	+ 0,2	- 1,9	+ 0,1	- 0,4	+ 0,6	- 1,3	- 0,1	- 0,2	+ 0,03	- 1,8
++ "C"	61,61 r	+ 0,1	- 0,1	+ 0,2	- 2,6	+ 0,2	- 0,5	+ 1,2	- 2,3	- 0,2	- 0,3	- 0,04	- 2,4

Tabelle 9 (Fortsetzung)

Ort (Punkt)	XIII (100%)	Verfahren:											
		XIII	XIV	XV	XVI	XVII	XVIII	XIX	XX	XXI	XXII	XXIII	XXIV
+ "A"	57,16 r	-	+ 0,6	- 0,5	+ 2,6	+ 0,1	+ 0,4	+ 0,1	+ 2,6	- 0,2	+ 0,6	- 0,7	+ 2,6
++ "A"	56,38 r	-	+ 0,3	- 0,3	+ 2,6	+ 0,1	+ 0,2	- 0,1	+ 2,2	+ 0,1	+ 0,2	- 0,3	+ 2,5
+ "B"	62,45 r	-	+ 1,1	- 1,1	- 2,7	- 0,3	- 0,6	+ 0,1	- 3,2	+ 0,03	+ 1,0	- 1,0	- 2,8
++ "B"	62,68 r	-	+ 1,1	- 1,1	- 2,3	- 0,6	- 0,9	- 0,3	- 3,1	- 0,1	+ 1,1	- 1,1	- 2,3
+ "C"	61,17 r	-	- 0,5	+ 0,5	- 1,4	- 0,1	- 0,3	+ 0,1	- 1,8	+ 0,1	- 0,5	+ 0,5	- 1,3
++ "C"	61,61 r	-	- 0,7	+ 0,7	- 2,3	- 0,2	- 0,2	- 0,1	- 2,4	+ 0,1	- 0,8	+ 0,8	- 2,3

Das zweifellos ungenaueste Verfahren stellt die Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung aus dem Mittelwert der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe bzw. der Dosisleistung oder des Schwächungsfaktors der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe dar. Dabei zeigt sich eine Schwankungsbreite beim 5 x 14 cm-Feld von maximal - 4,6% bis + 2,7%, beim 7 x 14 cm-Feld von maximal - 3,9% bis + 2,6% für die drei festgelegten Punkte.

8. Vergleich der Dosisleistungswerte, die auf Grund der am Phantom gemessenen Momentan-Herdachsentiefen gewonnen wurden, mit den Werten, die auf Grund der an der Körperquerschnittszeichnung gewonnenen Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden

Vergleicht man die errechneten Dosisleistungswerte, die auf Grund der am Phantom gemessenen Momentan-Herdachsentiefen gewonnen wurden, mit den errechneten Dosisleistungswerten der gleichen festgelegten Punkte, die auf Grund der an der Körperquerschnittszeichnung des Phantoms ausgemessenen Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden, so finden wir nur geringe Differenzen (maximal 2,0%).

Nimmt man eine Abweichung der mittleren Momentan-Herdachsentiefe von 1 cm bei der Abnahme des Körperquerschnittes vom Patienten an, so wird eine Abweichung von etwa 6% in die Herddosisbestimmung hineingebracht.

9. Vergleich der am Wasserphantom gewonnenen Stehfeldisodosen

Die Untersuchungen über die Dosisverteilung bei Stehfeldern, die zur Orientierung über die Achsenfeldbreite bzw. Herdfeldbreite und Dosisverteilung in bestimmten Gewebstiefen durchgeführt wurden, zeigen als Resultate die 6 Stehfeldisodosenblätter (Abbildung 15 bis 20).

Die effektive Feldbreite ist aus den Abbildungen für die verschiedenen Gewebstiefen zu entnehmen. Der Dosisleistungswert frei Luft bei entsprechendem Fokus-Haut-Abstand und verwendeter Feldbreite wurde als 100% angesehen. Als Orientierungslinie über die effektive Feldbreite diente die Linie der 5 Grad-Abweichung, die für Kobalt 60 charakteristisch und maßgebend ist. Bei der Feststellung dieser 5 Grad-Abweichung wurde von der Feldbreite

bei einem Fokus-Abstand von 50 cm ausgegangen. Von den seitlichen Begrenzungen dieses entsprechenden Feldes trugen wir die 5 Grad-Abweichung mit einem Winkelmesser ab. Beim Vergleich der Isodosenblätter zeigt sich, daß mit wachsendem Fokus-Haut-Abstand die Reichweite der einzelnen Prozent-Isodosen zunimmt. Diese Tatsache wurde schon von DIXON, GARRETT und MORRISON (17) und auch von JOHNS, BRUCE und REID (36) gezeigt. Auch zeigt sich bei größerem Fokus-Haut-Abstand eine Verbreiterung der effektiven Feldbreiten, was auch zu erwarten ist.

10. Besprechung der Isodosen bei mono- und biaxialer Pendelbestrahlung

Als Ergebnis der Untersuchungen am Paraffinphantom über die Dosisverteilung im kleinen Becken bei der mono- und biaxialen Pendelbestrahlung liegen vier Isodosenblätter vor (Abbildung 21 bis 24).

Die Abbildung 21 zeigt das Prozent-Isodosenbild bei monoaxialer Pendelbestrahlung um 180 Grad. Die Pendelachse wird 4 cm links vom Mittelpunkt des Phantoms auf der langen Achse als gegeben angesehen. Die Feldgröße beträgt 4 x 14 cm. Die Pendelachsentiefe beträgt 12 cm, die kürzeste Entfernung der Pendelachse zur Oberfläche des Phantoms 11,5 cm. Die 80%-Isodose ist 4,5 cm breit. Der Abstand des höchsten erfaßbaren Dosiswertes von der Pendelachse beträgt 1,1 cm, der Abstand der Mitte der 80%-Isodose von der Pendelachse 0,4 cm. Die Spitze der 50%-Isodose reicht bis 0,4 cm an den Körpermittelpunkt heran, sie liegt also 3,6 cm von der Pendelachse entfernt, wenn man die lange Phantomachse als Orientierungslinie benutzt. Die Spitze der 10%-Isodose liegt 17,2 cm von der Pendelachse bzw. 13,2 cm vom Körpermittelpunkt entfernt auf der rechten Seite des Phantoms. Die anderen Isodosenlinienverläufe sind aus der Abbildung 21 zu entnehmen.

Die Abbildung 22 zeigt das Prozent-Isodosenbild bei monoaxialer Pendelbestrahlung um 180 Grad mit der Feldgröße von 6 x 14 cm. Die Pendelachse wird wiederum mit 4 cm seitlich des Körpermittelpunktes auf der langen Phantomachse als gegeben angesehen. Auch die Pendelachsentiefe beträgt 12 cm, die kürzeste Entfernung der Pendelachse zur Oberfläche des Phantoms 11,5 cm. Die Breite der 80%-Isodose beträgt maximal 7 cm, minimal 5,8 cm. Der Abstand des höchsten erfaßbaren Dosiswertes (100%) von der Pendelachse beträgt 2,6 cm. Der Abstand der Mitte der 80%-Isodose von der Pendelachse beträgt 1,1 cm. Die Spitze der 50%-Isodose reicht 0,7 cm über den

Absorptionskurven für Co^{60} beim Wasserphantom

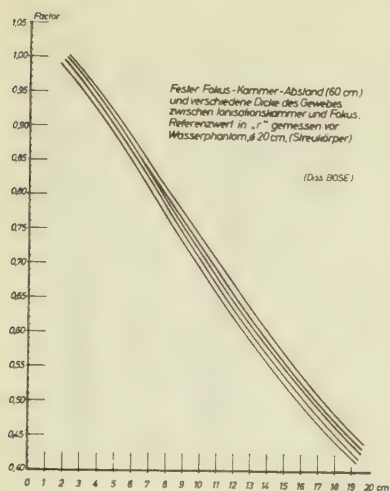


Abbildung 14

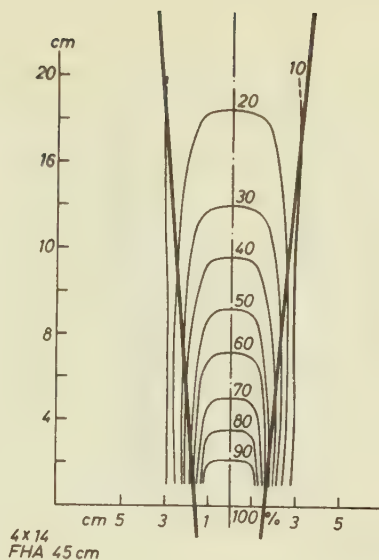


Abbildung 15

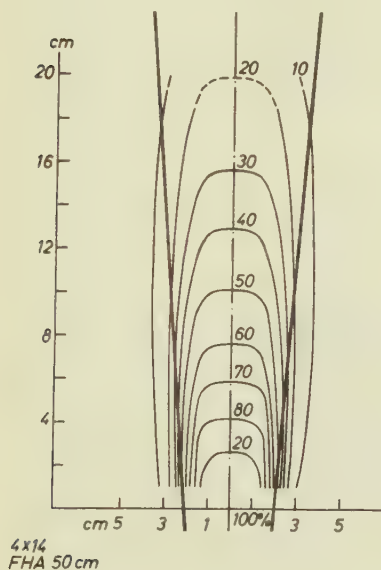


Abbildung 16

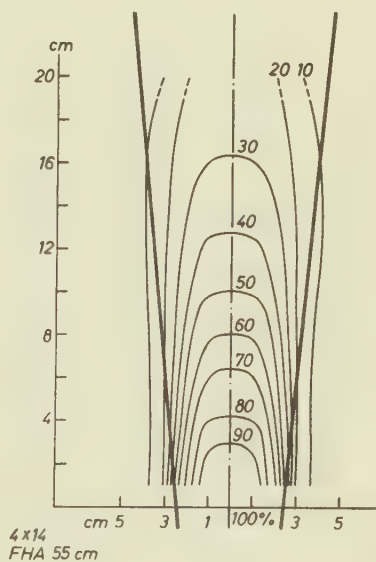


Abbildung 17

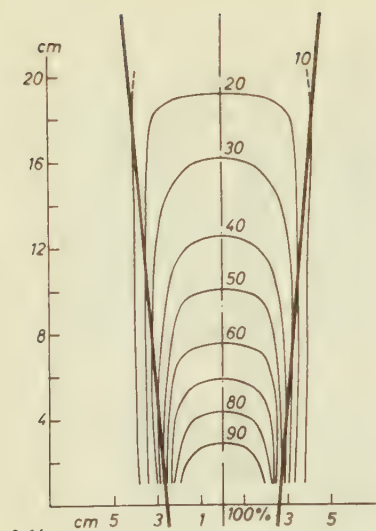


Abbildung 18

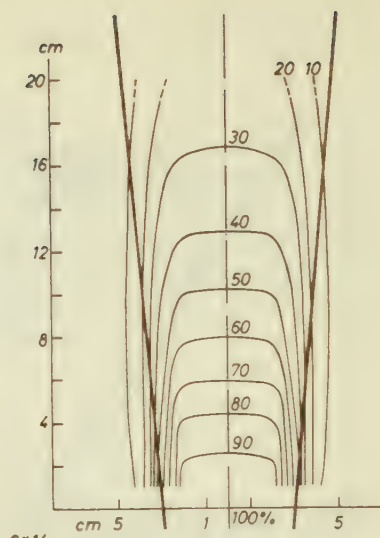


Abbildung 19

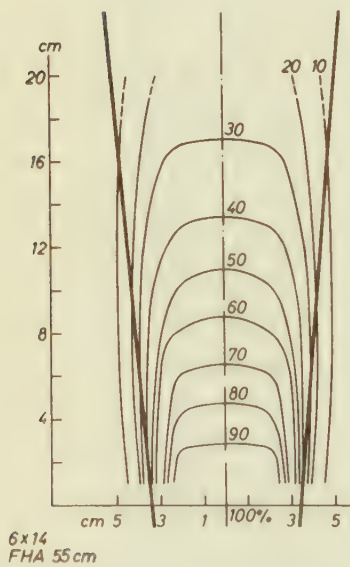


Abbildung 20

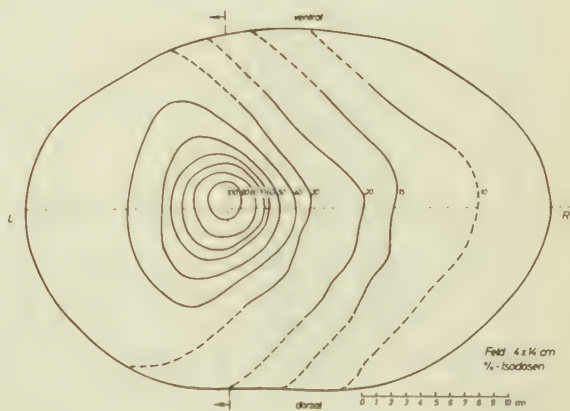


Abbildung 21

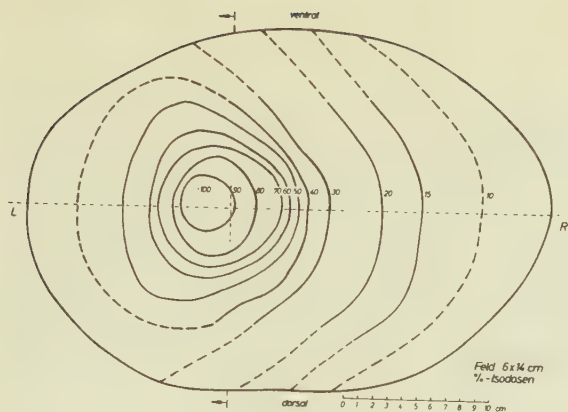


Abbildung 22

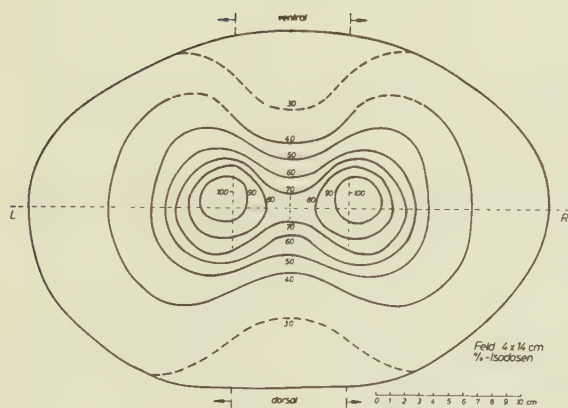


Abbildung 23

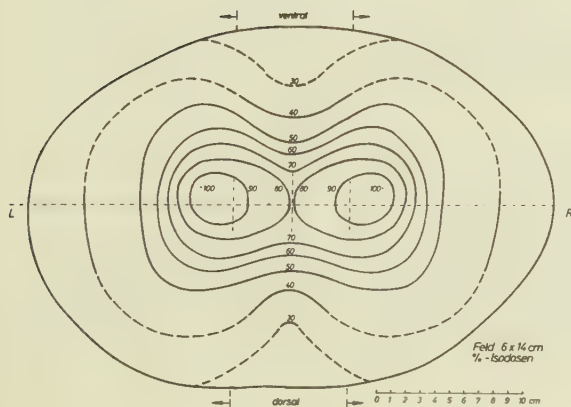


Abbildung 24

Körpermittelpunkt hinaus, liegt also 4,7 cm von der Pendelachse entfernt, wenn man die lange Phantomachse als Orientierungslinie benutzt. Die Spitze der 10%-Isodose liegt 17,2 cm von der Pendelachse bzw. 13,2 cm vom Körpermittelpunkt entfernt auf der rechten Seite des Phantoms.

Es zeigt sich also beim Vergleich der beiden Isodosenblätter, daß der als Maximum angesehene höchste erfaßbare Wert beim 6 x 14 cm-Feld erwartungsgemäß weiter entfernt von der Pendelachse gelegen ist. Ebenso finden wir eine Verbreiterung der 80%-Isodose, weil ein breiteres Achsenfeld bzw. Herdfeld verwendet wurde.

Bei der biaxialen Pendelbestrahlung wurde über zwei Zentren um je 180 Grad bestrahlt. Der Abstand der Drehpunkte von je 4 cm vom Körpermittelpunkt des Phantoms wurde als konstant angesehen und dem Schrifttum (28, 31) entnommen.

Die Abbildung 23 zeigt die Isodosenverläufe bei biaxialer Pendelbestrahlung mit einer Feldgröße von 4 x 14 cm. Die Pendelachsentiefe beträgt für beide Pendelachsen 12 cm, die kürzeste Entfernung der Pendelachse zur Oberfläche des Phantoms ist bei der linken Pendelachse 11,5 cm, bei der rechten Pendelachse 12,0 cm groß. Die Breite der 80%-Isodose beträgt maximal 5,4 cm, minimal 5,2 cm bei beiden Pendelzentren. Der Abstand des höchsten erfaßbaren Dosiswertes von der Pendelachse beträgt beiderseits 1,1 cm, der Abstand der Mitte der 80%-Isodose von der Pendelachse beiderseits 0,5 cm. Die beiden Mittelpunkte der 80%-Isodosen liegen 8,8 cm voneinander entfernt. Die beiden 80%-Isodosen nähern sich der Beckenmitte bis auf eine Entfernung von 3,4 cm. Die 70%-Isodosen der beiden Pendelzentren verschmelzen zur Beckenmitte zu miteinander. Die Breite der 70%-Isodose beträgt auf der kurzen Phantomachse, also in Beckenmitte, 2 cm. Nimmt man bei normalen Beckenmaßen die Diameter transversa mit 13,5 cm an, so erreicht die 80%-Isodose die seitliche Beckenwand. Die Breite der 50%-Isodose beträgt auf der langen Phantomachse 19,2 cm, auf der kurzen Phantomachse 6,7 cm. Die weitere Orientierung über die Dosisverteilung ist anhand der Abbildung 23 möglich.

Die Abbildung 24 zeigt die Dosisverteilung bei der biaxialen Pendelung mit einer verwendeten Feldgröße von 6 x 14 cm. Die Lage der beiden Pendelzentren im Körper ist die gleiche wie bei der biaxialen Pendelung mit dem 4 x 14 cm-Feld. Die Breite der 80%-Isodose beträgt maximal 7,7 cm, minimal 5,6 cm bei beiden Pendelzentren. Die beiden 80%-Isodosen sind eiförmig gestaltet. Der Abstand des höchsten erfaßbaren Dosiswertes von der

Pendelachse beträgt bei beiden Pendelzentren 2,6 cm, der Abstand der Mitte der 80%-Isodose von der Pendelachse 0,4 cm. Die beiden Mittelpunkte der 50%-Isodose liegen 8,0 cm voneinander entfernt. Die beiden 80%-Isodosen nähern sich zur Beckenmitte hin bis auf eine Entfernung von 0,4 cm. Sie können praktisch als miteinander verschmolzen angesehen werden. Die 70%-Isodosen der beiden Pendelzentren verschmelzen zur Beckenmitte hin miteinander. Die Breite der 70%-Isodose beträgt auf der kurzen Phantomachse, also in Beckenmitte, 4,8 cm. Die 90%-Isodose erreicht die seitliche Beckenwand, wenn man als Diameter transversa 13,5 cm annimmt. Die Breite der 50%-Isodose beträgt auf der langen Phantomachse 20,8 cm, auf der kurzen Phantomachse 9,0 cm. Weitere Einzelheiten der Dosisverteilung können aus der Abbildung 24 entnommen werden.

11. Vergleich der direkt gemessenen Lokalisationswerte mit den durch die Röntgentiefenlotung ermittelten Werten für drei festgelegte Punkte am Phantom

Bei der Testung der Röntgentiefenlotung nach BÜCHNER (8, 9, 10, 12, 88) für die drei festgelegten Punkte zeigt sich eine ausgezeichnete Genauigkeit. Für den festgelegten Punkt "B" an der angenommenen vorderen Beckenwand wurde am liegenden Phantom eine Entfernung von 11,0 cm von der Tischplatte des BUCKY-Tisches bis zum bezeichneten Punkt direkt gemessen. Das Verfahren der Röntgentiefenlotung erbrachte ebenfalls die Entfernung von 11,0 cm des bezeichneten Punktes von der Tischplatte.

Für den festgelegten Punkt "A" in der angenommenen Beckenmitte wurde eine Entfernung von 15,0 cm des Punktes von der Tischplatte direkt gemessen, mit dem Röntgentiefenlot wurden ebenfalls 15,0 cm als Entfernung ermittelt.

Ebenso zeigte sich eine genaue Übereinstimmung beim festgelegten Punkt "C" an der angenommenen hinteren Beckenwand. Hier wurden direkt 17,2 cm als Entfernung des bezeichneten Punktes von der Tischplatte gemessen und ebenfalls 17,2 cm mit dem Röntgentiefenlot ermittelt.

Hiermit wird die Angabe von BÜCHNER (8, 9, 10), daß dem Verfahren bei exaktem Vorgehen kein Fehler anhaftet, unsererseits bestätigt.

IV. DISKUSSION

1. Diskussion des Pendelradius

Zwei Möglichkeiten ergeben sich für die Wahl des Pendelradius. Wir benutzen bei unseren Untersuchungen und auch in der Therapie einen konstanten Pendelradius von 60 cm. Von DAHL und VIKTERLÖF (13, 14) wird in Anlehnung an die Methode von KOHLER (3, 45, 46) bei der Pendelbestrahlung ein Quellen-Haut-Abstand von 50 cm in der Einstellstellung verwendet. Das Bestrahlen mit einem konstanten Fokus-Haut-Abstand (gemessen in der Einstellstellung), wie dies von KOHLER und seiner Schule (3, 45, 46) empfohlen wurde, hat heute kaum noch Berechtigung (76). Es ist einfacher, mit konstantem Pendelradius zu arbeiten, denn es stellt eine Erleichterung sowohl für die Einstellung als auch vor allem für die Ermittlung der Herddosis dar (50). Auch DU MESNIL DE ROCHEMONT (23) fordert die allgemeine Einführung des Arbeitens mit konstantem Fokus-Drehachsen-Abstand als Voraussetzung zur Vereinheitlichung des Dosisberechnungsverfahrens bei der Rotations- und Pendelbestrahlung.

Bei der Wahl des optimalen Pendelradius ist der freie Abstand zwischen dem Blendenrand des Strahlerkopfes und der Körperoberfläche ausschlaggebend. Dieser freie Abstand muß natürlich stets so groß sein, daß der Strahlerkopf um den Patienten pendeln kann, ohne ihn zu berühren. Der Pendelradius von 60 cm bereitet auch bei sehr großen Körperquerschnitten keine Schwierigkeiten bezüglich der Strahlerkopfabmessungen bei der Pendelbestrahlung von gynäkologischen Tumoren im kleinen Becken. Außer KUTTIG und FRISCHBIER (51) arbeitete auch BRADACZEK (5) mit einem konstanten Pendelradius von 60 cm, während HEINZEL (31) mit einem konstanten Pendelradius von 75 cm arbeitete. Von AZUMA, BARTH und WACHSMANN (1) wurde ein Pendelradius von etwa 60 cm als günstigster Kompromiß angesehen.

2. Diskussion der schmalen langen Bestrahlungsfelder

Es war erforderlich, die Dosisleistungen für alle in Frage kommenden Feldgrößen im Abstand des Pendelradius im Elektronengleichgewicht auszumessen. Nach SALVIONI und SCHULZ (64) kann das quadratische Abstandsgesetz in der Telekobalttherapie nicht angewandt werden, weil sich die Dosisleistung wegen des relativ großen Quellendurchmessers und der Streuung aus dem Kollimatorensystem mit der Feldgröße ändert im Gegensatz zu den konventionellen Röntgenstrahlen.

Die Begründung für die Verwendung schmaler und langer Felder liegt in den anatomischen Gegebenheiten und damit in der Ausbreitung des Karzinoms (7). Dazu wird eine Neigung der Pendelachse von etwa 12 Grad gegen die Medianebene von BREIT und KELLER (7) vorgeschlagen, um eine Anpassung des Isodosenverlaufes an die Topographie der Lymphabflußgebiete zu gewährleisten. Mit schmalen langen Feldern für die Pendelbestrahlung gynäkologischer Karzinome im Bereich des kleinen Beckens arbeiten auch KUTTIG und FRISCHBIER (51), die Feldbreiten von 2 bis 8 cm bei konstanter Feldlänge von 10 cm verwenden. BRADACZEK (5) gibt Feldbreiten von 4 bis 10 cm bei konstanter Feldlänge von 14 cm an. FRISCHBIER und HASSE (26) verwenden Feldbreiten von 6 und 8 cm bei einer Feldlänge von 16 cm.

An dieser Stelle ist zu bemerken, daß in Richtung der Feldlänge der Dosisabfall nach den Feldenden nur geringfügig ist. Stärker ist er bei den breiteren Feldern, bei denen die Streustrahlung mehr zur Auswirkung kommt. Der Abfall bei Kobalt 60 beträgt nach KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51) - 9% bei einer Feldgröße von 2,5 x 16 cm gegenüber - 15% bei einem 4 x 10 cm großen Feld.

3. Diskussion der Dosisleistungswerte bzw. der Schwächungsfaktoren, die ohne und mit Streukörper hinter der Meßkammer ermittelt wurden

Von uns wurden die Messungen für die Bestimmung des Herddosis-Luftdosis-Verhältnisses bzw. der Schwächungsfaktoren für die Feldbreiten 4 bis 8 cm bei konstanter Feldlänge von 14 cm durchgeführt, da nur diese Feldgrößen für die Therapie zur Diskussion standen.

Der Unterschied der jeweiligen Dosisleistung frei Luft für die einzelne Feldgröße, gemessen mit und ohne Streukörper hinter der Meßkammer, erklärt sich durch die mitgemessene Streustrahlung, wenn sich ein Streukörper hinter der Meßkammer befindet. BRADACZEK (5) verwendet für die Messung der Dosisleistung frei Luft ebenfalls einen Streukörper hinter der Meßkammer. Die Berücksichtigung der Rückstreuung bei der Ermittlung des Dosisleistungswertes frei Luft im bestimmten Fokus-Kammer-Abstand scheint uns gerechtfertigt, denn bei der Bildung des Herddosis-Luftdosis-Verhältnisses bringt man den Dosismeßwert frei Luft mit dem Dosismeßwert in bestimmter Phantomtiefen zur Relation. Bildet man zum Beispiel den Schwächungsfaktor für 2 cm Phantomtiefen, so benutzt man den Meßwert, der in 2 cm durchstrahlter Phan-

tomtiefe ermittelt wurde. Hinter der Meßkammer in 2 cm Phantomtiefen befanden sich aber weitere 18 cm des Wasserphantoms, die als Streukörper wirkten. Um nun ein wirkliches Verhältnis bilden zu können, ist es deshalb erforderlich, den Meßwert in 2 cm Tiefe mit einem Meßwert frei Luft bei etwa gleichen Rückstreuungsverhältnissen in Relation zu setzen. Von uns wurden deshalb auch die gemessenen Dosisleistungswerte, die mit Streukörper hinter der Meßkammer ermittelt wurden, für die weiteren Dosisberechnungen berücksichtigt.

4. Vergleich der Schwächungsfaktoren mit den Messungen von KUTTIG und FRISCHBIER

Zum Vergleich der ermittelten Schwächungsfaktoren, die uns als weitere Dosierungsgrundlage dienten, konnten wir die Tabellen der Herddosis-Luftdosis-Verhältnisse von KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51) heranziehen. Die Schwächungsfaktoren wurden ebenfalls an einem Wasserphantom bei einem angenommenen konstanten Pendelradius von 60 cm ermittelt. Es waren somit annähernd die gleichen Verhältnisse gegeben, um überhaupt die Ergebnisse miteinander vergleichen zu können. Die Meßtechnik wurde von den Autoren nicht näher angegeben.

Die Größe der von uns ermittelten Schwächungsfaktoren für das Feld 4×14 cm (siehe Tabelle 4) liegt zwischen den Werten, die KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51) bei einer Feldgröße von 6×10 und 6×16 cm ermittelten. Die von KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51) ermittelten Schwächungsfaktoren konnten nur bedingt zum Vergleich herangezogen werden, weil mit anderen Feldgrößen gearbeitet wurde. Außerdem wurden von uns aus technischen Gründen die Feldgrößen bezogen auf 50 cm Fokusabstand angegeben. Rechnet man die Feldgrößen auf 60 cm Fokusabstand um, so ist ebenfalls nur ein grober Vergleich möglich, weil es sich auch dann noch um unterschiedliche Feldgrößen handelt. Die Werte des 5×14 cm-Feldes liegen zwischen den Werten der Felder 6×10 , 6×16 und 8×10 cm von KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51), teilweise liegen sie auch etwas über den Werten des 8×10 cm-Feldes. Die Werte der Schwächungsfaktoren des 6×14 cm-Feldes liegen zwischen denen des 8×10 und 8×16 cm-Felder nach KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51), teilweise etwas über den Werten des 8×16 cm-Feldes. Beim 7×14 cm-Feld liegen die Werte zwischen denen des 8×10 und 10×14 cm-Feldes nach KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51). Die Werte des 8×14 cm-Feldes liegen zwischen den Werten des 10×14 und 10×16 cm-Feldes, vereinzelt auch etwas darüber.

5. Diskussion der Fehlerquellen bei der Ermittlung der Schwächungsfaktoren

Soweit überhaupt ein Vergleich der von uns erhaltenen Meßwerte mit den Resultaten von KUTTIG und FRISCHBIER (50, 51) möglich ist, zeigt sich doch eine annähernde Übereinstimmung. Das trifft auch für die Angaben von BRADACZEK (5) zu. Wenn unsere Werte teilweise etwas höher liegen, so mag das an der verwendeten Versuchsanordnung oder Meßtechnik liegen. Von uns wurden drei Messungen pro Meßpunkt vorgenommen. Zahlreichere Messungen waren aus technischen und zeitlichen Gründen nicht möglich. Wir glauben auch, daß dadurch keine wesentlichen Unterschiede im Resultat zustande gekommen wären, wenn wir zahlreichere Messungen vorgenommen hätten.

Die Zeitspanne von 2 Minuten wählten wir bei den Messungen, weil damit ein Meßfehler vermindert werden konnte, der sich durch die Verzögerungszeit des Verschlusses (Kollimatoren) bei Ein- und Ausschalten des Gammatröns ergab.

Die Dosisleistungen in 1 cm und in 20 cm Phantomtiefe konnten wegen der Phantomabmessungen bzw. der Kammergröße nicht bestimmt werden. Sie dürften auch keine Bedeutung in der Praxis haben, da mit Herdachsenteufen von 1 cm bzw. 20 cm bei der gynäkologischen Pendelbestrahlung kaum zu rechnen ist.

Ebenso konnte das Dosismaximum, das sich wegen des Aufbaueffektes in etwa 3 bis 5 mm Tiefe befindet (74), wegen fehlender Meßmöglichkeiten nicht erfaßt werden. Dieser Maximalwert wird auch von anderen Autoren für die Dosisermittlung nicht berücksichtigt (5, 50, 51), wenn es auch von WICHMANN und HEINZEL (87) wegen der Diskussion von Spätschäden im Unterhautgewebe gefordert wird. Aber auch HEINZEL (31) benutzt als 100%-Dosis die Dosis frei Luft in 75 cm Abstand von der Quelle, im Elektronengleichgewicht gemessen.

Bei der Festlegung der Position der Meßkammer in den verschiedenen Tiefenlagen gingen wir sehr sorgfältig vor, um hier weitgehend vermeidbare Fehler auszuschalten. Die Mitte der Fingerhutkammer wurde für die jeweilige Tiefenlage der Kammer als maßgebend angesehen.

6. Diskussion der Differenz der errechneten Dosisleistungswerte, die auf Grund der am Phantom gemessenen Momentan-Herdachsentiefen gewonnen wurden, mit den errechneten Werten, die auf Grund der an der Körperquerschnittszeichnung ausgemessenen Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden

Beim Vergleich der direkten Ermittlung der Momentan-Herdachsentiefen am Phantom mit der Ermittlung der Momentan-Herdachsentiefen aus der Körperquerschnittszeichnung mit festgelegtem eingezeichnetem Herd zeigen sich keine großen Unterschiede, wenn bei der Abnahme des Körperquerschnittes vom Patienten genügend sorgfältig vorgegangen wird.

Die Differenz von maximal 2,0% beim Vergleich der errechneten Dosisleistungswerte, die auf Grund der am Phantom gemessenen Momentan-Herdachsentiefen gewonnen wurden, mit den errechneten Dosisleistungswerten der gleichen festgelegten Meßpunkte, die auf Grund der an der Körperquerschnittszeichnung ausgemessenen Momentan-Herdachsentiefen errechnet wurden, kann vernachlässigt werden.

Bei der Annahme eines Fehlers der mittleren Momentan-Herdachsentiefe von 1 cm bei der Abnahme des Körperquerschnittes vom Patienten konnten wir einen Fehler von etwa 6% bei der Herddosisbestimmung feststellen, während von WICHMANN und HEINZEL (85) ein Fehler von etwa 15% angegeben wird.

7. Diskussion des am Paraffinphantom gemessenen Vergleichswertes

Der am Phantom gemessene Wert für die festgelegten Punkte, der zum Vergleich mit dem errechneten Wert dient, ist nur ein angenäherter Wert. Dieser Meßwert stellt nicht das Dosismaximum dar. Da es am Paraffinphantom meßtechnisch nicht möglich ist, das Dosismaximum exakt zu erfassen, wurde ein Wert innerhalb der 80%-Isodose zum Vergleich herangezogen. Um die Lage des Meßpunktes zu definieren, legten wir die wahre Pendelachse als Meßpunkt fest. Wir sind uns dabei voll bewußt, daß der dort gemessene Wert wegen der Maximumauswanderung niemals das Dosismaximum sein kann. Auf Grund von Isodosenblättern bei monoaxialer Pendelbestrahlung, wie sie von uns (Abbildung 21 und 22) am Paraffinphantom und von HEINZEL (31) am Wasserphantom ermittelt wurden, stellten wir aber fest, daß die wahre Pendelachse bei den verwendeten Feldern mit Sicherheit innerhalb der 80%-

Isodose liegt. Bereits KUTTIG und FRISCHBIER (51) konnten diese Tatsache ebenfalls zeigen. Auch FRISCHBIER und HASSE (26) nahmen bei ihren Untersuchungen den am Phantom in der Pendelachse gemessenen Wert zum Vergleich mit dem rechnerisch ermittelten Dosisleistungswert.

8. Diskussion der 80%-Isodose

Für die Therapie spielt das eigentliche Dosismaximum eine untergeordnete Rolle. Wesentlich wichtiger ist die 80%-Isodose, in deren Bereich der Herd bei der Bestrahlung liegen muß, damit er homogen durchstrahlt wird. Zentriert man die Mitte der 80%-Isodose auf die Herdmitte, so ist diese Homogenität gewährleistet (84). KUTTIG und FRISCHBIER (51) legen für die zur Verschiebung der Pendelachse erforderliche Strecke ebenfalls die Mitte bzw. Basislinie der 80%-Isodose zugrunde. KELLER (40, 42) geht, um eine möglichst gleichmäßige Durchstrahlung des Herdes durch zweckmäßige Tiefenlage der Dreh- bzw. Pendelachse bei der Bewegungsbestrahlung zu erzielen, davon aus, daß er der Vorder- und Rückseite des Herdes gleich hohe Werte der Dosisverteilungskurve bei der Festlegung der Pendelachse zuordnet. Er geht dabei von der Dosisverteilung entlang der Halbierenden des Pendelwinkels, gemessen in einem zylindrischen Wasserphantom, aus.

9. Diskussion des Paraffinphantoms

Es ist noch zu bemerken, daß die Meßwerte an einem Paraffinphantom von uns gewonnen wurden. Aus technischen Gründen griffen wir auf ein Paraffinphantom zurück.

Die Dichte des Paraffins liegt mit 0,86 unter der des Wassers, das als gewebeäquivalent in der Meßtechnik angesehen wird. Paraffin entspricht weitgehend dem Fettgewebe (2). WACHSMANN (73) gibt als Differenz zwischen Paraffin- und Wasserphantom in 12 cm Tiefe bei 180 kV Röntgenstrahlung für ein 500 cm² großes Feld einen Wert von etwa 20% an, für ein Feld von 10,0 cm² einen von etwa 35%. SCHUMACHER und BAERWOLFF (68) dagegen kommen unter Verwendung von 200 kV Röntgenstrahlung nur zu einer Differenz von 4% bei einer Feldgröße von 32,0 cm². Nach MARKUS (54) kommt es im Bereich von etwa 200 kV bis 5 MeV zu einer Annäherung der "spezifischen Energieabsorption" für Paraffin an die von Wasser. So beträgt die spezifische Energieabsorption bei verwendeter Strahlenenergie von 1 MeV für Wasser nach der

graphischen Darstellung von MARKUS (54) etwa 95 erg/cm^3 , für Paraffin etwa 85 erg/cm^3 , jeweils bezogen auf 1 r in Luft. Wir haben uns deshalb entschlossen, den Meßwert in Paraffin zum Vergleich gegenüber dem berechneten Wert heranzuziehen, trotz der diskutierten einschränkenden Tatsachen.

Die übrigen Meßkanäle wurden bei den Messungen nicht verschlossen mit der Begründung, daß beim bettlägerigen Patienten durch den stets vorhandenen Darmgasgehalt, wie es zum Beispiel als Hindernis der Nieren- und Gallenblasendiagnostik allgemeine Erfahrung ist, ähnliche inhomogene Verhältnisse herrschen.

Auf den Einbau eines knöchernen Beckens in das Phantom, wie es WACHSMANN (73), TRAUTMANN und MAURER (69) und auch DAHL und VIKTERLÖF (15) vorschlugen, wurde verzichtet, teils aus technischen Schwierigkeiten, aber in der Hauptsache aus der Erwägung heraus, daß der Knocheneinfluß praktisch in der Telekobalttherapie im Gegensatz zur konventionellen Röntgenstrahlung vernachlässigt werden kann (27, 51). Entsprechende Untersuchungen gehen u. a. auf JACOBSON und KNAUER (32) und TUBIANA (72) zurück. TUBIANA (72) fand bei Kobalt 60 für 2 cm kompakten Knochen (Dichte 1,85) eine Schwächung der Dosis um 20% und bei Weichteilgewebe 11%, bei 200 kV und HWS 1,5 mm Cu dagegen bei Knochen 45% und bei Weichteilgewebe 23%.

So arbeiten auch GIETZELT und Mitarbeiter (28) bei Untersuchungen mit Kobalt 60 ohne eingebautes Skelett im Paraffin-Beckenphantom.

FRISCHBIER und HASSE (26) verwenden neben einem Plexiglas-Wasserphantom mit eingebautem knöchernen Becken auch ein Paraffinphantom ohne eingebautes knöchernes Becken.

10. Diskussion der Genauigkeit der einzelnen angegebenen Dosisberechnungsverfahren

Die Schwankungsbreite der errechneten Werte gegenüber den gemessenen Werten, die eben diskutiert wurden, liegt mit maximal - 1,0 bis - 9,4% noch im Bereich der für die Strahlentherapie geforderten $\pm 10\%$ Genauigkeit bei der Dosisberechnung.

Die Aussage über die Genauigkeit der einzelnen angegebenen Dosisberechnungsverfahren beim Vergleich mit dem gemessenen Wert ist wegen der oben angegebenen Diskussion über die Genauigkeit des Meßwertes nur bedingt

brauchbar. Der Vergleich zeigt aber doch, daß selbst die Errechnung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung der Dosisleistungen bzw. der Schwächungsfaktoren der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe noch ausreichend genaue Ergebnisse liefert, ja sich für den zentralen Punkt paradoxerweise als das genaueste Berechnungsverfahren herausstellt.

Von WACHSMANN und BARTH (77), WICHMANN (83), WICHMANN und HEINZEL (85) wird die Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mitteilung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad (begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels) als das theoretisch genaueste Verfahren bezeichnet. Um die Fragestellung nach dem genauesten, aber auch rationellsten Dosisberechnungsverfahren zu beantworten, wurde das Ergebnis des theoretisch genauesten Verfahrens gleich 100% gesetzt und als Basis für unsere Betrachtungen gewählt. Nach dem gleichen Verfahren gehen WICHMANN und HEINZEL (85) und auch MAURER und TRADOWSKY (55) vor. Die Ergebnisse konnten aber nur teilweise zum Vergleich herangezogen werden, da in diesen Arbeiten von anderen Voraussetzungen ausgegangen wurde.

Die Untersuchungen führten wir zwar nur für die Feldgrößen 5 x 14 und 7 x 14 cm und für drei am Phantom festgelegte Punkte durch, was uns aber völlig ausreichend erschien für die Lösung der Fragestellung. Man sieht aus dem Vergleich, daß es nicht nötig ist, die Dosisleistung für jede Momentan-Herdachsentiefe von 10 Grad zu 10 Grad auszurechnen. Es genügt vollauf, wenn man die mittlere Momentan-Herdachsentiefe als Grundlage für die Herddosisberechnung verwendet. Diese Tatsache wurde von KUTTIG (50) bereits geäußert. MAURER und TRADOWSKY (55) betonten diese Tatsache für Körperquerschnitte, die sich der Kreisbogenform nähern.

FRISCHBIER und HASSE (26) verwendeten ebenfalls die mittlere Momentan-Herdachsentiefe als Grundlage für die Herddosisberechnung und fanden gegenüber den gemessenen Werten in der Pendelachse eine Abweichung von weniger als 5%, wobei die Dosismaximumauswanderung wie bei unseren Untersuchungen aus meßtechnischen Gründen unberücksichtigt bleiben mußte. Auch KRAUS (47) geht von der mittleren Momentan-Herdachsentiefe bei der Ermittlung der Herddosisleistung aus und hält die Genauigkeit der errechneten Herddosisleistung bei den in der Praxis vorkommenden Fällen für ausreichend.

Man kann ebenso den Mittelwert aller Schwächungsfaktoren von 10 Grad zu 10 Grad zur Dosisberechnung heranziehen (50), da man bei monoaxialer Pendelbestrahlung gezwungen ist, die einzelnen Schwächungsfaktoren aufzusuchen,

um die Lage der wahren Pendelachse zu bestimmen (siehe Definitionen).

KELLER (41, 43) hält es bei exzentrisch gelegenen Herden für zweckmäßig, für eine größere Zahl von Momentan-Herdachsenteiefen die zugehörigen Schwächungsfaktoren zu ermitteln, aus diesen als arithmetisches Mittel einen mittleren Schwächungsfaktor zu berechnen und ihn der Herddosisermittlung zugrunde zu legen.

Wenn die Dosisberechnung bei Mittelung der Schwächungsfaktoren von 10 Grad zu 10 Grad eine geringe Schwankungsbreite gegenüber dem 100%-Wert haben, so mag das am Fehler liegen, der sich beim Auf- und Abrunden bei der Rechnung ergibt.

Vergleicht man die Dosisleistungen, die durch Mitteilung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 10 Grad zu 10 Grad gewonnen wurden, mit denen, die durch Mitteilung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsenteiefen von 20 Grad zu 20 Grad ermittelt wurden, so zeigen sich nur geringe Differenzen (maximal von - 1,1 bis + 1,3%). Von MAURER und TRADOWSKY (55) werden bei der Berechnung nach den Tabellen von WICHMANN (82) (angewandt bei konventioneller Röntgentherapie) + 1,5% als Streuung angegeben.

Die Forderung von WICHMANN und HEINZEL (86), bei der Einteilung in 10 Grad-Abschnitte immer den dazwischenliegenden 5-Grad-Wert der Momentan-Herdachsentiefe für die Berechnung der Dosis heranzuziehen, konnte an unserem Phantomquerschnitt nicht bestätigt werden. Sie ist wohl sicher für das von den Verfassern extrem gewählte Beispiel berechtigt und einleuchtend. Wir fanden eine maximale Abweichung von 2%, wenn man die Dosis, die durch die 5 Grad-Werte ermittelt wurde gleich 100% setzt. WICHMANN und HEINZEL (86) geben für ihr Beispiel etwa 10% an.

Selbst das ungenaueste Verfahren (die Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung aus dem Mittelwert der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe bzw. der Dosisleistungen oder Schwächungsfaktoren der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe) liegt mit einer Schwankungsbreite von maximal - 4,6 bis + 2,7% noch im Bereich der geforderten + 10%. Diese Berechnungsmethode kann bei Körperquerschnitten, wie sie im gynäkologischen Bereich vorkommen, noch als hinreichend genau verwendet werden, wie es auch von BRADACZEK (5) vorgeschlagen wird. Das mag aber nur für sehr gleichmäßig geformte Körperumrisse, die sich der Kreisbogenform nähern, und für zentralgelegene Herde gelten. - Von PLESCH (58) wird gefordert,

in Fällen mit schwach gekrümmter Oberfläche und bei geringer Herdtiefe, die Momentan-Herdachsentiefe alle 10 Grad zu messen, um eine hinreichende Genauigkeit zu gewährleisten. Auch DU MESNIL DE ROCHEMONT (22) und auch FRANKE (25) genügt es für die Ermittlung der mittleren Momentan-Herdachsentiefe nicht, aus der größten und kleinsten Momentan-Herdachsentiefe den Mittelwert zu benutzen, sondern es ist erforderlich, die Ablesung der Momentan-Herdachsentiefen alle 10 Grad vorzunehmen. Bei Körpern mit annähernd kreisförmigem Querschnitt und mittelpunktnahem Herd genügen nach FRANKE (25) weniger häufige Bestimmungen.

11. Vergleich der Isodosen der mono- und biaxialen Pendelbestrahlung mit den Isodosen von HEINZEL und von GIETZELT und Mitarbeitern

Bei den Messungen der Isodosen der mono- und biaxialen Pendelbestrahlung wurde das gleiche Paraffinphantom benutzt, über das von uns bereits ausführlich diskutiert wurde. Aus technischen Gründen mußten wir auf die PTW-Membrankammern bei diesen Messungen zurückgreifen. Die Kammern wurden mit Röntgenstrahlen von 180 kV/1,4 Cu HWS vom Hersteller geeicht. Diese Tatsache durfte aber trotz der von uns verwandten Strahlenqualität in Hinsicht auf das Isodosenbild nichts ausmachen, da die Ergebnisse in Prozent-Isodosen und damit als relative Werte angegeben wurden.

Zum Vergleich unserer Meßergebnisse standen uns die Isodosen von HEINZEL (31), die am Wasserphantom ermittelt wurden, zur Verfügung. Es zeigt sich trotz der diskutierten Tatsachen eine Übereinstimmung mit unseren Ergebnissen für das 4 x 14 cm-Feld, wenn auch bei den Versuchen von unterschiedlichen Voraussetzungen ausgegangen wird. Die Breite der 80%-Isodose ist bei der monoaxialen Pendelbestrahlung mit 4,6 cm etwa gleich der von uns ermittelten Breite; ebenso zeigt sich eine Übereinstimmung des Abstandes der Mitte der 80%-Isodose von der Pendelachse und der Reichweite der Spitze der 50%-Isodose zum Körpermittelpunkt hin. Die Spitze der 10% Isodose liegt bei HEINZEL (31) etwa 11,2 cm von der Pendelachse bzw. 7,2 cm vom Körpermittelpunkt entfernt, bei unseren Messungen jedoch 17,2 cm bzw. 13,2 cm. Diese Differenz erklären wir uns durch das von uns verwandte Phantom mit seiner Inhomogenität durch die unverschlossenen Meßkanäle.

Für das Isodosenbild beim 6 x 14 cm-Feld stand uns kein vergleichbares Material zur Verfügung. Die Breite der 80%-Isodose nimmt beim 6 x 14 cm-Feld

erwartungsgemäß zu, ebenso die Reichweite der 50%-Isodose und die Strecke der Auswanderung des Maximums. Die Reichweite der 10%-Isodose ist die gleiche wie beim 4 x 14 cm-Feld.

Beim Isodosenbild der biaxialen Pendelbestrahlung zeigt sich beim 4 x 14 cm-Feld ebenfalls eine gute Übereinstimmung gegenüber den Angaben von HEINZEL (31). Die Breite der 80%-Isodose beträgt bei HEINZEL (31) maximal 6,0 cm, minimal 5,4 cm, also nur ein geringer Unterschied gegenüber 5,4 cm bzw. 5,2 cm, die von uns ermittelt wurden. Sonst zeigt sich ebenso eine weitgehende Übereinstimmung der Isodosenverläufe bis auf den Unterschied, daß es bei HEINZEL (31) zu einer größeren Annäherung der beiden 80%-Isodosen in Beckenmitte bis auf 1,5 cm kommt, bei unseren Messungen nur bis auf 3,4 cm.

Eine Ähnlichkeit mit den von GIETZELT und Mitarbeitern (28) am Mix-D-Phantom ermittelten Isodosen kann bei monoaxialer Pendelbestrahlung ebenfalls festgestellt werden. Bei der biaxialen Pendelbestrahlung zeigen sich jedoch Abweichungen bei der Verschmelzung der 80%-Isodosen und der 90%-Isodosen der beiden Pendelzentren.

12. Diskussion der Stehfeldisodosen und Vergleich mit den in der Literatur angegebenen Isodosen

Bei der Herstellung der Kammerhalterung für die Ausmessung der Stehfeldisodosen mußten wir auf Plexiglas (Dichte 1,18) zurückgreifen; es kommt in der Phantommess-technik zum Beispiel bei Wasserphantomen zur Anwendung und wird weitgehend als wasseräquivalent angesehen, wenn auch von MARKUS (54) Abweichungen gegenüber Wasser gezeigt werden. Von BIRKNER, BRADACZEK, KOSSEL und POHLE (4) wird ebenfalls eine Plexiglashalterung, ähnlich wie wir sie verwendeten, für die SIEMENS-Kondensatorkammern benutzt, wobei ebenfalls das Meßvolumen der Kammer von Wasser umgeben ist.

Geeignete Stehfeldisodosen zum Vergleich mit unseren Messungen standen uns leider nicht zur Verfügung. Die von SALVIONI und SCHULZ (64) angegebenen Isodosenkurven von Kobalt 60 für die Felder 5 x 5, 7 x 7, 6 x 15 cm erlauben nur eine grobe Orientierung über die Richtigkeit unserer Isodosen, da mit anderen Feldgrößen und einem Fokus-Haut-Abstand von 60 cm gearbeitet wurde. Die Stehfeldisodosen, von uns gemessen bei 4 x 14 und 6 x 14 cm und bei einem Fokus-Haut-Abstand von 55 cm, zeigten dabei eine weitgehende Übereinstimmung mit den Isodosen, die beim 6 x 15 cm-Feld und bei

60 cm Fokus-Haut-Abstand gemessen wurden. Ebenso ist an den von DAHL und VIKTERLÖF (14, 16) angegebenen Isodosenscharen (gemessen bei Kobalt 60, 100 cm² Feld und FHA 50 cm) nur ein grober Vergleich möglich. Wir finden weitgehende Übereinstimmung der Reichweiten der Prozent-Isodosen beim 6 x 14 cm-Feld und FHA 50 cm. Auch beim 4 x 14 cm-Feld mit FHA von 50 cm bringt ein Vergleich ähnliche Ergebnisse, nur sind hier die Reichweiten der 30%- bzw. 20%-Isodose geringer, weil ein kleineres Bestrahlungsfeld zur Anwendung kommt.

C. ZUSAMMENFASSUNG

1. Zur Durchführung der Arbeit war eine Klärung der benutzten Begriffe notwendig. Diese Begriffsdefinitionen werden der Arbeit vorangestellt. Hierbei wird bereits auf Besonderheiten der Bewegungsbestrahlung wie zum Beispiel auf die Auswanderung des Dosismaximums eingegangen. Die Untersuchungen wurden am institutseigenen Telekobaltgerät "Gamma-tron 1" durchgeführt.
2. Die verschiedenen Möglichkeiten der Bestimmung der Herddosisleistung werden in ihrer Genauigkeit an einem Paraffinphantom experimentell verglichen. Hierbei wird gleichzeitig ihre Praktikabilität überprüft.
3. Als erforderliche Voruntersuchungen werden am Wasserphantom bei festem Fokus-Kammer-Abstand von 60 cm, bei verschiedenen Tiefenlagen der Meßkammern im Phantom und verschiedenen Feldbreiten die Schwächungsfaktoren bestimmt. Das Ergebnis wird in Tabellenform vorgelegt. Dabei zeigen sich Differenzen zwischen den Schwächungsfaktoren, die ohne und mit Streukörper hinter der Meßkammer gewonnen werden. Für die weiteren Untersuchungen werden die Schwächungsfaktoren, die wir mit Streukörper hinter der Meßkammer ermitteln, verwendet.
Die Größe der von uns ermittelten Schwächungsfaktoren liegt zwischen den Werten, die KUTTIG und FRISCHBIER ermittelten. Obwohl ein Vergleich der Messungen nur bedingt möglich ist, zeigt sich doch eine annähernde Übereinstimmung.
4. Mit Hilfe einer speziellen Abgreifvorrichtung werden für 3 verschiedene zentralgelegene Punkte am Paraffinphantom die einzelnen Momentan-Herdachsentiefen direkt bestimmt.

Aus einer maßstabgerechten Körperquerschnittszeichnung des Paraffinphantoms werden die einzelnen Momentan-Herdachsentiefen für die entsprechenden Punkte geometrisch ermittelt.

Die nach den beiden Methoden gewonnenen Momentan-Herdachsantiepen dienen als Grundlage zur Berechnung der Herddosisleistungen für die 3 festgelegten Punkte. Als Vergleichswert liegt der direkt am Phantom gemessene Dosisleistungswert zugrunde, dessen Meßpunkt sich in der Pendelachse und innerhalb der 80%-Isodose befindet.

5. Legt man die Momentan-Herdachsantiepen, die am Paraffinphantom mit Hilfe der Abgreifvorrichtung ermittelt werden, für die einzelnen Berechnungsarten zugrunde und vergleicht die Werte mit den am Phantom gemessenen Werten, so erhalten wir für diese 3 zentralgelegenen Punkte eine Schwankungsbreite von maximal - 1,5 bis - 8,4%.
Legt man die Momentan-Herdachsantiepen, die aus der Körperquerschnittszeichnung gewonnen werden, für die Berechnungen zugrunde, so ergibt sich eine Schwankungsbreite der einzelnen errechneten Dosisleistungswerte gegenüber den gemessenen Werten von maximal - 1,0 bis - 9,4%.
6. Beim Vergleich der nach den verschiedenen Berechnungsverfahren ermittelten Werte mit dem gemessenen Dosisleistungswert für die 3 zentralgelegenen Punkte liegt selbst der Wert, der mit dem ungenauesten Verfahren (Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mittelung der größten und kleinsten Momentan-Herdachsantiepe bzw. deren Dosisleistungen oder Schwächungsfaktoren) ermittelt wird, noch im Bereich der in der Strahlentherapie geforderten + 10% Schwankungsbreite.
Legt man für den Vergleich der einzelnen Berechnungsarten den Wert zugrunde, der durch das genaueste Berechnungsverfahren (Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung bei Mitteilung der Dosisleistungen der einzelnen Momentan-Herdachsantiepen von 10 Grad zu 10 Grad, begonnen bei 5 Grad des Pendelwinkels) gewonnen wird, so findet sich maximal eine Abweichung von - 4,6 bis + 2,7% für die 3 festgelegten Punkte.
7. Nimmt man eine Abweichung der mittleren Momentan-Herdachsantiepe von 1 cm bei der Abnahme des Körperquerschnittes vom Patienten an, so wird eine Abweichung von etwa 6% in die Herddosisbestimmung hineingebracht, während WICHMANN und HEINZEL für ihr Beispiel etwa 15% angeben.

8. Die Untersuchungen über die Dosisverteilung bei Stehfeldern, die zur Orientierung über die Achsenfeldbreite bzw. Herdfeldbreite und Dosisverteilung in bestimmten Gewebstiefen durchgeführt werden, zeigen als Resultate 6 Isodosenblätter, die mit den von SALVIONI und SCHULZ, DAHL und VIKTERLÖF angegebenen Isodosen teilweise übereinstimmen.
9. Die am Paraffinphantom bei mono- und biaxialer Pendelbestrahlung gewonnenen Isodosen zeigen mit gewissen Einschränkungen eine gute Übereinstimmung mit den Messungen von HEINZEL.
10. Bei der Überprüfung der Röntgentiefenlotung nach BÜCHNER am Paraffinphantom finden wir eine sehr genaue Übereinstimmung der Werte für die 3 festgelegten zentralgelegenen Punkte.

LITERATURVERZEICHNIS

- (1) AZUMA, I., G. BARTH u. F. WACHSMANN:
Einfluß der Abstände Strahlenquelle-Drehachse und Strahlenquelle-
Blende auf die relative Tiefendosis bei der Rotationsbestrahlung mit
Kobalt 60.
Strahlentherapie 122, 519-530 (1963)
- (2) BALZ, G., R. BIRKNER u. F. WACHSMANN:
Experimentelle Untersuchungen über die Absorption von Röntgenstrah-
len in verschiedenen Geweben.
Strahlentherapie 97, 382-388 (1955)
- (3) BENDER, M. u. A. KOHLER:
Über Messungen bei der Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 65, 468-476 (1939)

Über Messungen bei der Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 67, 669-692 (1940)
- (4) BIRKNER, R., H. BRADACZEK, F. KOSSEL u. G. POHLE:
Ein Verfahren zur vollautomatischen Isodosenermittlung bei Bewegungs-
bestrahlung.
Strahlentherapie 118, 226-239 (1962)
- (5) BRADACZEK, H.:
Theoretische Grundlagen zur Berechnung der Bestrahlungsdaten bei der
Co⁶⁰-Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 117, 444-451 (1962)
- (6) BRAESTRUP, C. B. u. R. T. MOONEY:
Physical aspects of rotating telecobalt equipment.
Radiology 64, 17-27 (1955)
- (7) BREIT, A. u. H. L. KELLER:
Die Pendelbestrahlung der Parametrien und ihrer Lymphabflußgebiete.
Strahlentherapie 110, 83-94 (1959)
- (8) BÜCHNER, H.:
Das Röntgentiefenlot - Eine orthodiametrische Methode zum direkten
Ablesen der Objektiefe auf dem Leuchtschirm oder dem Film.
Fschr. Röntgenstr. 77, 350-360 (1952)

- (9) BÜCHNER, H.:
Eine weitere Vereinfachung der Röntgentiefenlotung.
Fachr. Röntgenstr. 78, 205-211 (1953)
- (10) BÜCHNER, H.:
Zur praktischen Durchführung der Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 98, 430-440 (1955)
- (11) BÜCHNER, H.:
Ein neuer Weg zur raschen und einfachen Dosisermittlung bei der Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 98, 441-446 (1955)
- (12) BÜCHNER, H. u. H. WIELAND:
Über die Möglichkeit einer räumlichen Vorausbestimmung des Bestrahlungszentrums zur Bewegungsbestrahlung und zur Dosisbeurteilung auf Grund einfacher Röntgenaufnahmen.
Strahlentherapie 93, 99-105 (1954)
- (13) DAHL, O. u. K. J. VIKTERLÖF:
Technique and equipment in treatment planning and setting up.
Acta radiol. Stockholm, Suppl. 179, 41-62 (1959)
- (14) DAHL, O. u. K. J. VIKTERLÖF:
Dose distribution measurements in phantoms.
Acta radiol. Stockholm, Suppl. 179, 103-275 (1959)
- (15) DAHL, O. u. K. J. VIKTERLÖF: Attainment and value of precision in deep radio-therapy - Some fundamentals with special reference to moving beam therapy with 200 to 250 kV roentgen rays and cobalt 60 gamma radiation.
Acta radiol. Stockholm, Suppl. 189, 57-62 (1960)
- (16) DAHL, O. u. K. J. VIKTERLÖF:
Attainment and value of precision in deep radio-therapy - Some fundamentals with special reference to moving beam therapy with 200 to 250 kV roentgen rays and cobalt 60 gamma radiation.
Acta radiol. Stockholm, Suppl. 189, 108-109 (1960)
- (17) DIXON, W. R., C. GARRETT u. A. MORRISON:
Radiation measurements with the Eldorado cobalt 60 tele-therapy unit.
Brit. J. Radiol. 25, 314-318 (1952)

- (18) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Dosierungsgrundlagen der Rotationsbestrahlung.
Strahlentherapie 60, 648-674 (1937)
- (19) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Die Dosenbestimmung bei Rotationsbestrahlung.
Strahlentherapie 63, 176-182 (1938)
- (20) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Tiefenwirkung, Dosisbestimmung und Einstelltechnik bei der Rotations-
bestrahlung.
Fortschr. Röntgenstr. Beih.z.Bd.60, 101-104 (1939)
- (21) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Zur Dosenberechnung bei der Rotationsbestrahlung.
Strahlentherapie 66, 593-608 (1939)
- (22) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Die Bedeutung der Form des Körperquerschnittes und der Lage des Dreh-
punktes in ihm für die absolute Größe der Herddosis.
Strahlentherapie 75, 35-69 (1944)
- (23) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Allgemeine Betrachtungen zur Bewegungsbestrahlung.
Strahlentherapie, Sonderbd. 35, 1-15 (1956)
- (24) DU MESNIL DE ROCHEMONT, R. u. H.J.FIEBELKORN:
Die Bestimmung der Oberflächenbelastung bei der Rotations- und
Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 95, 89-96 (1954)
- (25) FRANKE, H.:
Ermittlung des mittleren Fahrstrahles bei Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 95, 71-75 (1954)
- (26) FRISCHBIER, H.J. u. J.HASSE:
Die biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung des Kollumkarzinoms -
Dosisverteilung, Herddosisberechnung, Einstelltechnik und klinische
Erfahrungen.
Strahlentherapie 126, 481-494 (1965)
- (27) FRISCHBIER, H.J. u. H.KUTTIG:
Klinische Erfahrungen in der Therapie mit ultraharten Strahlen.
Der Radiologe 1, 252-263 (1961)

- (28) GIETZELT, F., W. DEGNER, G. FÜRST, H. ZUR HORST-MEYER, H. SCHMIDT u. A. ROTH:
Die biaxiale Pendelbestrahlung des Kollumkarzinoms mit Kobaltgammastrahlung.
Radiobiologia-Radiotherapia 3, 521-529 (1962)
- (29) GREGORY, C.:
Dosage distribution in rotational cobalt 60 therapy - A simplified method of computation.
Brit. J. Radiol. 30, 538-543 (1957)
- (30) HAGEMANN, G. u. R. DU MESNIL DE ROCHEMONT:
Zur Achsendosisbestimmung bei der Co⁶⁰-Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 124, 16-21 (1964)
- (31) HEINZEL, F.:
Über die Notwendigkeit der Rotationsbestrahlung in der Telekobalttherapie.
Strahlentherapie 116, 180-187 (1961)
- (32) JACOBSON, L. E. u. I. S. KNAUER:
Absorption in different tissues of cobalt-60 gamma radiation and roentgen rays with half-value layers from 1 mm Al to 5 mm Cu.
Radiology 66, 70-83 (1956)
- (33) JANKER, R. u. K. ROSSMANN:
Grundriß der Röntgentherapie.
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1958, S. 28-36
- (34) JANKER, R. u. K. ROSSMANN:
Grundriß der Röntgentherapie.
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1958, S. 90.
- (35) JANKER, R. u. K. ROSSMANN:
Grundriß der Röntgentherapie.
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1958, S. 140
- (36) JOHNS, H. E., W. R. BRUCE u. W. B. REID:
The dependence of depth dose on focal skin distance.
Brit. J. Radiol. 31, 254-260 (1958)

- (37) JOHNS, H.E., H.T.MORRISON u. G.F.WHITMORE:
Dosage calculations for rotation therapy with special reference to cobalt 60.
Amer.J.Roentgenol. 75, 1105-1116 (1956)
- (38) JOHNS, H.E., G.F.WHITMORE, T.A.WATSON u. F.H.UMBERG:
A system of dosimetry for rotation therapy with typical rotation distributions.
J.Canad.Ass.Radiol. 4, 1-14 (1953)
- (39) JONES, D.E.A. u. H.C.RAINE:
Correspondence, in:
Brit.J.Radiol. 22, 549-550 (1949)
- (40) KELLER, H.L.:
Gleichmäßige Durchstrahlung des Herdes durch zweckmäßige Tiefenlage der Dreh- bzw. Pendelachse bei Bewegungsbestrahlung.
Strahlentherapie 119, 401-404 (1962)
- (41) KELLER, H.L.:
Eine kritische Betrachtung zur Herddosismittlung bei der Pendelbestrahlung exzentrisch liegender Herde.
Strahlentherapie 123, 366-372 (1964)
- (42) KELLER, H.L.:
Dosisverteilung und Dosismittlung bei der Pendelbestrahlung (200 kV bis 17 MeV) - Röntgenstrahlen und schnelle Elektronen.
Sonderbde.z.Strahlentherapie (Hrsg.v.H.MEYER u. J.BECKER), Bd.58, 25-26 (1964)
- (43) KELLER, H.L.:
Dosisverteilung und Dosismittlung bei der Pendelbestrahlung (200 kV bis 17 MeV) - Röntgenstrahlen und schnelle Elektronen.
Sonderbde.z.Strahlentherapie (Hrsg.v.H.MEYER u. J.BECKER), Bd.58, 28-30 (1964)
- (44) KOHL, M.:
Halte- und Stellvorrichtungen für Röntgenröhren.
DRP 192571 (1906)
- (45) KOHLER, A.:
Chirurgisch wichtige Fortschritte in der Strahlenbehandlung tiefliegender Erkrankungen.
Zbl.Chir. 65, 2393 (1938)

- (46) KOHLER, A.:
Die Pendelbestrahlung, ein Fortschritt in der Behandlung inoperabler, tiefegelegener Krebse des Verdauungstraktes.
Mschr.Krebsbekämpf. 5, 125 (1939)
- (47) KRAUS, W.:
Über die Berechtigung der Herdtiefenmittelung bei der Berechnung von Bewegungsbestrahlungen mit Telekobaltgeräten.
Radiobiol. - Radiother. 4, 177-184 (1963)
- (48) KRAUS, W.:
Eine vereinfachte Dosisberechnung bei der Telekobalttherapie.
Radiobiol. - Radiother. 5, 113-119 (1964)
- (49) KÜNKEL, H.A.:
Dosimetrie, in: Die Supervolttherapie (Hrsg.v.J.BECKER u. G.SCHUBERT), Thieme-Verlag, Stuttgart 1961, S.90
- (50) KUTTIG, H.:
Methoden der Telegammatherapie, in: Die Supervolttherapie (Hrsg.v. J.BECKER u. G.SCHUBERT), Thieme-Verlag, Stuttgart 1961, S.287-313
- (51) KUTTIG, H. u. H.J.FRISCHBIER:
Zur Herddosisbestimmung und Dosisverteilung bei der Telekobalt-Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 112, 251-261 (1960)
- (52) MacDONALD, J.C.F.:
Simplified technique in the employment of a rotational cobalt 60 beam therapy unit.
Amer.J.Roentgenol. 86, 730-736 (1961)
- (53) MacDONALD, J.C.F.:
A new method for obtaining multi-field and rotational dose distributions in cobalt-60 teletherapy.
Radiology 85, 716-724 (1965)
- (54) MARKUS, B.:
Über den Begriff der Gewebeäquivalenz und einige "wasserähnliche" Phantomschubstanzen für Quanten von 10 KeV bis 100 MeV sowie schnelle Elektronen.
Strahlentherapie 101, 111-131 (1956)

- (55) MAURER, H.J. u. M. TRADOWSKY:
Zur Frage der Herddosisbestimmung bei Bewegungsbestrahlung.
Strahlentherapie 103, 574-592 (1957)
- (56) MEYER, H.:
Das Problem der "Kreuzfeuerwirkung" in der gynäkologischen Röntgen-
therapie.
Zbl. Gynäk. 37, 1741 (1913)
- (57) NEUMANN, W. u. F. WACHSMANN:
Ermittlung der Herddosis bei Rotationsbestrahlung unter Berücksichtigung
der Absorptionsunterschiede im Gewebe.
Strahlentherapie 71, 438-449 (1942)
- (58) PLESCH, R.:
Über die zweckmäßige Bestimmung der Herddosis bei der Pendelbestrah-
lung.
Strahlentherapie, Sonderbd. 35, 307-316 (1956)
- (59) POHL, E.:
Vorrichtung zur Ausführung von Tiefenbestrahlung.
DRP 296657 (1913)
- (60) POTSCHWADEK, B.:
Zur Berechnung der Herddosis und der Lage des Dosismaximums bei der
Pendelbestrahlung.
Radiobiol. - Radiother. 3, 591-599 (1962)
- (61) RICHTER, J. u. D. SCHIRRMEISTER:
Ein Verfahren zur Berechnung der Dosisverteilung mit digitalen Rechen-
automaten.
Strahlentherapie 123, 45-58 (1964)
- (62) RICHTER, J. u. D. SCHIRRMEISTER:
Die Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten
unter Berücksichtigung von Randabfall und Streuung.
Strahlentherapie 126, 177-184 (1965)
- (63) ROSSMANN, K.:
Die Dosisverteilung auf der Hautoberfläche und ihre Berechnung bei
der Pendelbestrahlung.
Fortschr. Röntgenstr. 81, 659-669 (1954)

- (64) SALVIONI, D. u. R.J.SCHULZ:
Some clinical useful data for fixed field and rotational telecobalt therapy.
Amer.J.Roentgenol. 81, 30-37 (1959)
- (65) SCHIRRMEISTER, D. u. J.RICHTER:
Die Berechnung von Dosisverteilung mit digitalen Rechenautomaten bei mehraxialer Pendelbestrahlung.
Strahlentherapie 125, 211-218 (1964)
- (66) SCHOKNECHT, G.:
Dosisberechnung für die Kobalt-60-Bewegungsbestrahlung mit konstantem Pendelradius.
Strahlentherapie 120, 525-532 (1963)
- (67) SCHOKNECHT, G.:
Berechnung und Ausdrucken von Dosisverteilungen für die Co-60-Teletherapie mit dem Datenverarbeitungssystem IBM 1401 nach experimentell bestimmten Ausgangswerten.
Strahlentherapie 125, 75-90 (1964)
- (68) SCHUMACHER, W. u. G.BAERWOLFF:
Neuere Meßergebnisse am Organismus über die Dosis bei der Pendelbestrahlung im kleinen Becken.
Strahlentherapie 99, 63-71 (1956)
- (69) TRAUTMANN, K. u. H.J.MAURER:
Zur Bewegungsbestrahlung gynakologischer Tumoren unter Berücksichtigung der Pendelbestrahlung - II.Mitteilung: Pendelbestrahlung gynäkologischer Tumoren.
Strahlentherapie 99, 400-416 (1956)
- (70) TSIEN, K.C.:
The application of automatic computing machines to radiation treatment planning.
Brit.J.Radiol. 28, 432-439 (1955)
- (71) TSIEN, K.C.:
A study of basic external radiation treatment techniques with the aid of automatic computing machines.
Brit.J.Radiol. 31, 32-40 (1958)

- (72) TUBIANA, M.:
Expérience clinique avec Bétatron, in: Betatron- und Telekobalttherapie (Hrsg.v.J.BECKER u. K.E.SCHEER), Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg, 1958, S.74-90
- (73) WACHSMANN, F.:
Neue Gesichtspunkte für die Ermittlung der Dosis bei der Bestrahlung tiefliegender Herde.
Strahlentherapie 87, 253-265 (1952)
- (74) WACHSMANN, F.:
Über die mit ultraharten Strahlungen erreichbare Dosisverteilung.
Der Radiologe 1, 245-252 (1961)
- (75) WACHSMANN, F. u. I.AZUMA:
Die Belastung der Oberfläche bei Rotationsbestrahlung mit Strahlungen von 100 kV bis 100 MeV.
Strahlentherapie 119, 405-418 (1962)
- (76) WACHSMANN, F. u. G.BARTH:
Die Bewegungsbestrahlung, 2.Aufl. Thieme-Verlag, Stuttgart 1959, S.53
- (77) WACHSMANN, F. u. G.BARTH:
Die Bewegungsbestrahlung, 2.Aufl., Thieme-Verlag, Stuttgart 1959, S.59-65
- (78) WACHSMANN, F. u. G.BARTH:
Die Bewegungsbestrahlung, 2.Aufl., Thieme-Verlag, Stuttgart 1959, S.96
- (79) WACHSMANN, F. u. G.BARTH:
Die Bewegungsbestrahlung, 2.Aufl., Thieme-Verlag, Stuttgart 1959, S.116-119
- (80) WACHSMANN, F. u. A.DIMOTISIS:
Kurven und Tabellen für die Strahlentherapie.
S.Hirzel-Verlag, Stuttgart 1957
- (81) WERNER, R.:
Ein Bestrahlungskonzentrator für Röntgentherapie.
Verh.Dtsch.Röntgenges. III, 114-118 (1907)

- (82) WICHMANN, H.:
Tabellen zur Dosierung bei Bewegungsbestrahlung am Universal-Bestrahlungsgerät "Müller TU 1", C.H.F. Müller, Hamburg 1953
- (83) WICHMANN, H.:
Rationelle Dosisbestimmung bei der Bewegungsbestrahlung.
Strahlentherapie, Sonderbd. 35, 47-51 (1956)
- (84) WICHMANN, H. u. F. HEINZEL:
Leitfaden der Bewegungsbestrahlung, 1. Teil: Physikalische und methodische Grundlagen.
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959, S. 47
- (85) WICHMANN, H. u. F. HEINZEL:
Leitfaden der Bewegungsbestrahlung, 1. Teil: Physikalische und methodische Grundlagen.
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959, S. 66-77
- (86) WICHMANN, H. u. F. HEINZEL:
Leitfaden der Bewegungsbestrahlung, 1. Teil: Physikalische und methodische Grundlagen.
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959, S. 77
- (87) WICHMANN, H. u. F. HEINZEL:
Physikalische und methodische Probleme bei der Anwendung der Co⁶⁰-Stehfeld- und Bewegungsbestrahlung.
Fortschr. Röntgenstr. 94, 805-817 (1961)
- (88) WIELAND, H.:
Röntgenlokalisation bei der Strahlenbehandlung gynäkologischer Tumoren.
Strahlentherapie 93, 94-98 (1954)

An dieser Stelle sei mir gestattet, Herrn Professor Dr.med. Diet-
helm für die Überlassung des Themas und für die freundliche
Unterstützung meinen Dank auszusprechen.

Herrn Fotografenmeister Götsch und Frau Ribbeck danke ich für
die Hilfe bei der Anfertigung der Zeichnungen und der Ausfüh-
rung der fotografischen Arbeiten.

LEBENS LAUF

Am 26. Dezember 1940 wurde ich, Eckhard Bose, als Sohn des Arztes Dr.med. Fritz Bose und dessen Ehefrau Käte Bose, geborene Trabitze, in Greiz in Thüringen geboren.

Im September 1945 siedelten meine Eltern nach Gehren in Thüringen über. Von September 1947 bis Juni 1955 besuchte ich die dortige Grundschule und legte die Abschlußprüfung der Grundschule ab.

Von September 1955 bis Juni 1959 absolvierte ich die Goethe-Oberschule in Ilmenau und schloß mit der Reifeprüfung ab.

Im Herbstsemester 1959 schrieb ich mich an der Medizinischen Akademie in Erfurt ein. Zur Ableistung meiner vorklinischen Studien ging ich nach Jena, wo ich von September 1959 bis Dezember 1960 an der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität studierte. Nach zwei Semestern legte ich dort im Juni 1960 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung ab.

Im Dezember 1960 verließ ich zusammen mit meinen Eltern und meiner Schwester Mitteldeutschland und kam in die Bundesrepublik. Dadurch wurde ich für einige Monate zur Unterbrechung meines Studiums gezwungen. Im März 1961 unterzog ich mich am Staatlichen altsprachlichen und mathematisch-naturwissenschaftlichen Gymnasium in Speyer der Sonderprüfung für Abiturienten aus der SBZ und erhielt damit die Studierenerlaubnis für eine westdeutsche Universität.

Im Sommersemester 1961 setzte ich mein Studium an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz fort. Im Juni 1962 schloß ich mein vorklinisches Studium mit der Ärztlichen Vorprüfung ab. Seit dem Wintersemester 1962/63 absolvierte ich ebenfalls in Mainz sechs klinische Semester. Im WS 1963/64 und SS 1964 erhielt ich ein Stipendium der Gutenberg-Stiftung der Stadt Mainz. Während meines klinischen Studiums war ich fünf Semester im Anatomischen Institut als Hilfsassistent tätig. Anfang Februar 1966 beendete ich mein Studium mit dem erfolgreichen Abschluß der Ärztlichen Prüfung.

Meine bisherige Medizinal-Assistentenzeit habe ich in der internen Diagnostik des Institutes für Klinische Strahlenkunde und in der I. Medizinischen Klinik und Poliklinik der Johannes Gutenberg-Universität abgeleistet.

